

**“GUÍA METODOLÓGICA PARA EL ENTRENAMIENTO EN  
POTENCIALES EVOCADOS VISUALES DE ESTADO  
ESTACIONARIO.”**

**DEYSI LORENA GARCIA NIÑO**

**TESIS DE GRADO**

**Director**

**Eng.D. LUIS CARLOS SARMIENTO VELA**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL  
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**MAESTRIA EN TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN APLICADAS A  
LA EDUCACIÓN  
BOGOTÁ  
2019**

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>UNIVERSITY OF PEDAGOGICAL SCIENCES</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 1 de 13	

<b>1. Información General</b>	
<b>Tipo de documento</b>	Tesis de grado Maestría de Investigación.
<b>Acceso al documento</b>	Universidad Pedagógica Nacional. Biblioteca Central
<b>Título del documento</b>	“GUÍA METODOLÓGICA PARA EL ENTRENAMIENTO EN POTENCIALES EVOCADOS VISUALES DE ESTADO ESTACIONARIO.”
<b>Autor(es)</b>	Garcia Niño Deysi Lorena
<b>Director</b>	Dr. Luis Carlos Sarmiento Vela
<b>Publicación</b>	Bogotá. Universidad Pedagógica Nacional, 2019. Total paginas 108.
<b>Unidad Patrocinante</b>	Universidad Pedagógica Nacional
<b>Palabras Claves</b>	INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR, POTENCIALES EVOCADOS DE ESTADO ESTABLE, ESTIMULO VISUAL, ATENCIÓN.

<b>2. Descripción</b>
<p>El presente documento corresponde a una tesis de grado para obtener el título de Maestría en Tecnologías de la Información Aplicadas a la Educación, que estudia la incidencia de la atención y la variación de los parámetros de un estímulo visual en el control de una interfaz cerebro computador.</p>

<b>3. Fuentes</b>
<p>Abigail Dickinson, Rosanna Gomez, Myles Jones, Vance Zemon, Elizabeth Milne, Lateral inhibition in the autism spectrum: An SSVEP study of visual cortical lateral interactions, Neuropsychologia, Volume 111, 2018,</p> <p>A. W. Toga and J. C. Mazziotta, Brain Mapping: The Methods: Academic Press, 2002.</p> <p>B. Allison, T. Luth, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, A. Graser, "Demografía Bci: ¿Cuántas (y qué tipo de) personas pueden usar un ssvep bci?", Neural Systems and Ingeniería de Rehabilitación IEEE Transacciones en, vol. 18, no. 2, pp. 107-116, abril de 2010.</p>

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>Escuela Superior de Pedagogía</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 2 de 13	

Bieger, J., Molina, G. G., & Zhu, D. (2010, August). Effects of stimulation properties in steady-state visual evoked potential based brain-computer interfaces. In Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 3345-8). Engineering in Medicine and Biology Society.

Bravo, E. F. C., & Aristizábal, J. E. C. (2016). Una prueba fuera del laboratorio de una interfaz cerebro computador basada en potenciales de estado estable evocados visualmente. *Tecnura*, 20(48), 41-52.

Broadbent, D. E., Cooper, P. F., FitzGerald, P., & Parkes, K. R. (1982). The cognitive failures questionnaire (CFQ) and its correlates. *British journal of clinical psychology*, 21(1), 1-16.

Broadbent, D., Cooper, P., Fitzgerald, P., & Parkes, K. (2011). The Cognitive Failures Questionnaire and it's correlates. *Br J Clin Psychol*, 25, 285-299.

Bobrov, P., Frolov, A., Cantor, C., Fedulova, I., Bakhnyan, M., & Zhavoronkov, A. (2011). Brain-computer interface based on generation of visual images. *PloS one*, 6(6), e20674.

B. Schack y G. Witte, Parametrische Methoden der dynamischen Spektralanalyse und ihre Anwendung in der Biosignalanalyse, *Biomedizinische Technik*, nº 38, pp. 79-80, 1993.

C. Guger, B. Allison, C. Hintermueller, R. Prueckl, B. Grosswind-Hager, C. Kapeller, G. Edlinger, "Bajo rendimiento en SSVEP BCI: son peores sujetos simplemente más lento?", *Actas de la Conferencia internacional anual del IEEE EMBS* , pp. 3833-3836, 2012.

C. Guger, B. Allison, B. Growindhager, R. Pruckl, C. Hintermuller, C. Kapeller, M. Bruckner, G. Krausz, G. Edlinger, "¿Cuántas personas podrían usar un SSVEP BCI?", *Fronteras en neurociencia* , vol. 6 de 2012.

Cecotti, H., & Rivet, B. (2011, May). Effect of the visual signal structure on steady-state visual evoked potentials detection. In 2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP) (pp. 657-660). IEEE.

C. Jia , X. Gao , B. Hong , S. Gao Codificación mixta de frecuencia y fase en la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering* , 58 ( 2011 ) , págs. 200 - 206

Cheng, M.; Gao, X.; Gao, S. y Dingfeng, X. (octubre de 2002). Design and Implementation of a Brain-Computer Interface with High Transfer Rates. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(10), 1181-1186.

Cheng , X. Gao , S. Gao , B. Wang Extracción de frecuencia de estimulación en la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP *Proc. Control neural de interfaz* ( 2005 ) , pp. 64 - 67

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES PSICOLÓGICAS</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 3 de 13	

Curran, EA, Stokes, MJ: Aprender a controlar la actividad cerebral: una revisión de la producción y el control de los componentes del EEG para impulsar los sistemas de interfaz cerebro-computadora (BCI). *Brain and Cognition* 51, 326-336 (2003)

D. Regan potenciales evocados en estado estacionario *J. Opt. Soc. A.m.* , 67 ( 1977 ) , pp. 1,475 mil – 1489.

Diez, P. F., Müller, S. M. T., Mut, V. A., Laciari, E., Avila, E., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2013). Commanding a robotic wheelchair with a high-frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface. *Medical engineering & physics*, 35(8), 1155-1164.

Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., Müller, K.-R., 2004. Aumentar las tasas de transferencia de información en BCI por extensión CSP a multi-clase. *Avances en sistemas de procesamiento de información neuronal*, Vancouver, Canadá.

D. Zhu, J. Bieger, G. García Molina, RM Aarts, "Una encuesta sobre los métodos de estimulación utilizados en los BCI basados en SSVEP", *Computational Intelligence and Neuroscience* , vol. 2010, pp. 1-12, 2010.

D. Zhu, G. Garcia-Molina, V. Mihajlović, and R. Aarts, "Online BCI Implementation of High-Frequency Phase Modulated Visual Stimuli," *Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity*, vol. 6766, pp. 645-654, January 01 2011.

Edlinger, G. y Guger, C. (1-4 de julio de 2012). A Hybrid Brain-Computer Interface for Improving the Usability of a Smart Home Control. *Proceedings of 2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. Kobe, Japón.

Escudero, F. A., Solis-Escalante, T., Melgar, E., Valdes-Cristerna, R., & Yañez-Suarez, O. (2007). Registro de señales de EEG para aplicaciones de Interfaz Cerebro Computadora (BCI) basado en Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario (SSVEP). In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health* (pp. 87-90). Springer, Berlin, Heidelberg.

Espinoza Montes, C. (2014). Metodología de investigación tecnológica Pensando en sistemas.

Farwell L.A., Donchin E., "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 70, N°. 6, pp. 510-523, Diciembre 1988.

G. Garcia Molina, V. Mihajlovic Spatial filters to detect steady-state visual evoked potentials elicited by high frequency stimulation: BCI application *Biomed Tech*, 55 (2010), pp. 173–182

Gao, X., Xu, D., Cheng, M., & Gao, S. (2003). A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 11(2), 137-140.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>Escuela Superior de Pedagogía</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 4 de 13	

García Martínez, J., & Sánchez-Cánovas, J. (1994). Adaptación del cuestionario de fallos cognitivos de Broadbent, Cooper, Fitzgerald y Parkes (CFQ-Cognitive failures questionnaire). *Análisis y Modificación de Conducta*, 20 (73), 727-750.

Guger C., Ramoser H., Pfurtscheller G., "Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI)", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, N° 4, pp. 447-456, Diciembre 2000.

H. Cecotti and B. Rivet, "Effect of the visual signal structure on Steady-State Visual Evoked Potentials detection," *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 657-660, 22-27 May 2011.

HJ Hwang, JH Lim, YJ Jung, H. Choi, SW Lee, CH Im, "Desarrollo de un sistema de ortografía BCI basado en SSVEP que adopta un teclado LED estilo QWERTY", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 208, págs. 59, 2012.

HACER. Won, Hwang H.-J., S. Dähne, K.-R. Müller, Lee S.-W. Efecto de mayor frecuencia en la clasificación de potenciales evocados visuales en estado estacionario *J. Neural Eng.*, 13 (1) (2015), p. 016014

HOFFMAN, James B., SIMONS, Robert F., Houck, MICHAEL, R., *Event Related Potentials Elicited by Controlled Technical and Automatic Detection, I. Performing Organization program Elemet. Department of Psychology, University of Delaware, 1998*

Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, Andrzej Cichocki, Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface, *Neuroscience Letters*, Volume 469, Issue 1, 2010,

Hwang, H.J.; Lim, J.H.; Jung, Y.J.; Choi, H. y Woo Lee, S. (30 de junio de 2012). Development of an SSVEP-Based BCI Spelling System Adopting a QWERTY-Style LED Keyboard. *Journal of Neuroscience Methods*, 59-65.

Hwang, H.J.; Lim, J.H.; Lee, J.H. e Im, C.H. (18-20 de febrero de 2013). Implementation of a Mental Spelling System Based on Steady-State Visual Evoked Potential (SSVEP). *International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)*. Gangwon, Corea del Sur.

Hortal, E.; Úbeda, A.; Iáñez, E. y Azorín, J.M. (2014). Control of a 2 DoF robot using a Brain-Machine Interface. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116, 169-176.

Iáñez, E.; Azorín, J.M.; Úbeda, A.; Fernández, J.M. y Fernández, E. (13 de diciembre de 2010). Mental Tasks-Based Brain-Robot Interface. *Robotics and Autonomous Systems*, 58(12), 1238-1245.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>CONSEJO NACIONAL DE UNIVERSIDADES PÚBLICAS DE MÉXICO</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
<b>Código: FOR020GIB</b>	<b>Versión: 01</b>	
<b>Fecha de Aprobación: 10-10-2012</b>	<b>Página 5 de 13</b>	

Inoue, K. I., Koike, E., Yanagisawa, R., Hirano, S., Nishikawa, M., & Takano, H. (2009). Effects of multi-walled carbon nanotubes on a murine allergic airway inflammation model. *Toxicology and applied pharmacology*, 237(3), 306-316.

I. Volosyak, D. Valbuena, T. Lüth, T. Malechka, A. Gräser BCI demographics II: how many (and what kinds of) people can use a high-frequency SSVEP BCI? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 19 (3) (2011), pp. 232–239

Ivan Volosyak, Felix Gemblar, Piotr Stawicki, Age-related differences in SSVEP-based BCI performance, *Neurocomputing*, Volume 250, 2017.

J. Arnil, D. Anopas, M. Horapong, K. Luangrat, Y. Punsawad, and Y. Wongsawat, "Bci-based assistive robot arm," 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), pp. 208- 212, 6-8 March 2013.

J. A. C. Molina, "SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE POTENCIALES EVOCADOS VISUALES DE ESTADO ESTACIONARIO," Magister, INGENIERÍA BIOMÉDICA, ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA UNIVERSIDAD CES, ENVIGADO – MEDELLÍN, 2013.

Jeong-Hwan Lim, Jun-Hak Lee, Han-Jeong Hwang, Dong Hwan Kim, Chang-Hwan Im, Development of a hybrid mental spelling system combining SSVEP-based brain–computer interface and webcam-based eye tracking, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 21, 2015, Pages 99-104,

ISSN 1746-8094,

JJ Vidal, "Hacia la comunicación directa cerebro-computadora", *Revisión anual de biofísica y bioingeniería* , vol. 2, págs. 157-80, 1973.

J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, 4th Edition ed.: Wiley, 2009.

JY Hwang, MH Lee, SW Lee, "Un deletreador de interfaz cerebro-computadora usando SSVEP y P300 basados en estímulos periféricos", *Conferencia Internacional de Invierno sobre Interfaz Cerebro-Computadora* , pp. 77-78, 2017.

Keith W. Jamison, Abhrajeev V. Roy, Sheng He, Stephen A. Engel, Bin He, SSVEP signatures of binocular rivalry during simultaneous EEG and fMRI, *Journal of Neuroscience Methods*,

Volume 243, 2015,

Keirn Z.A., Aunon J.I., "A new mode of communication between man and his surroundings", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 37, N° 12, pp. 1209-1214, Diciembre 1990.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>CONSEJO NACIONAL DE UNIVERSIDADES PÚBLICAS DE MÉXICO</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
<b>Código: FOR020GIB</b>	<b>Versión: 01</b>	
<b>Fecha de Aprobación: 10-10-2012</b>	<b>Página 6 de 13</b>	

Kubler, B. Blankertz, KR Muller, C. Neuper, "Un modelo de bci-control", quinta conferencia internacional de BCI , 2011.

L. Bi, XA Fan, Y. Liu, "Robots móviles controlados por el cerebro basados en EEG: una encuesta", IEEE Transactions on Human-Machine Systems , vol. 43, págs. 161-176, 2013.

Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., & Gao, X. (2006). Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. IEEE transactions on biomedical engineering, 53(12), 2610-2614.

Lim, J.H.; Hwang, H. J. e Im, C.H. (18-20 de febrero de 2013). "Eyes-Closed" SSVEP-Based BCI for Binary Communication of Individuals with Impaired Oculomotor Function. International Winter Workshop on Brain-Computer Interface. Gangwon, Corea del Sur.

LJ Trejo , R. Rosipal , B. Matthews Interfaces cerebro-computadora para control de cursor 1D y 2D: diseños que utilizan control volitivo del espectro EEG o potenciales evocados visuales en estado estacionario IEEE Trans. Syst neural. Rehabilitación Ing. , 14 ( 2006 ) , pp. 225 - 259

L. Lun-De, L. Chin-Teng, K. McDowell, A. E. Wickenden, K. Gramann, J. Tzyy-Ping, et al., "Biosensor Technologies for Augmented Brain Computer Interfaces in the Next Decades," Proceedings of the IEEE, vol. 100, pp. 1553-1566, 2012.

Lopez-Gordo , A. Prieto , F. Pelayo , C. Morillas Uso de fase en interfaces cerebro-computadora basadas en potenciales evocados visuales en estado estacionario Procesamiento de Cartas neuronales , 32 ( 2010 ) , pp. 1 - 9

López, L., Mateo, D., & Olaya Pabón, M. C. (2013). Sistema de reconocimiento de patrones de potenciales evocados visuales de estado estacionario (Doctoral dissertation, Universidad EIA).

L. Po-Lei, Y. Chia-Lung, J. Y. S. Cheng, Y. Chia-Yen, and L. Gong-Yau, "An SSVEP-Based BCI Using High Duty-Cycle Visual Flicker," Biomedical Engineering, IEEE Transactions, vol. 58, pp. 3350-3359, 2011.

M. Cheng, X. Gao, S. Gao y D. Xu, "Diseño e implementación de una interfaz cerebro-computadora con altas tasas de transferencia", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol. 49, 2002.

M. Middendorf , G. McMillan , G. Calhoun , KS Jones Interfaces cerebro-computadora basadas en la respuesta visual evocada en estado estacionario IEEE Trans. Rehabilitación Ing. , 8 ( 2000 ) , págs. 211 - 214

MM Müller , S. Hillyard, Registro concurrente de potenciales relacionados con eventos estacionarios y transitorios como índices de atención selectiva visual-espacial Clin. Neurofisiol. , 111 ( 2000 ) , pp. 1.544 mil - 1552

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>Escuela Superior de Pedagogía</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 7 de 13	

MM Müller , W. Teder-Sälejärvi , SA Hillyard El curso temporal de la facilitación cortical durante los cambios indicados de atención espacial at Neurosci , 1 ( 1998 ) , págs. 631 - 634

Martinez, P.; Bakardjian, H. y Cichock, A. (22 de mayo de 2007). Fully Online Multicommand Brain-Computer Interface with Visual Neurofeedback Using SSVEP Paradigm. Computational Intelligence and Neuroscience, 1-9.

Mason S.G., Birch G.E., “A general framework for brain-computer interface design”, IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng., Vol. 11, Nº. 1, pp. 70-85, Marzo 2003.

Min Hye Chang, Jeong Su Lee, Jeong Heo, Kwang Suk Park, Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI, Journal of Neuroscience Methods, Volume 258, 2016, Pages 104-113,

Miner L.A., McFarland D.J., Wolpaw J.R., “Answering questions with an electroencephalogram-based brain-computer interface”, Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 79, Nº. 9, pp. 1029-1033, Septiembre 1998.

Müller, M. M., Picton, T. W., Valdes-Sosa, P., Riera, J., Teder-Sälejärvi, W. A., & Hillyard, S. A. (1998). Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20–28 Hz range. Cognitive Brain Research, 6(4), 249-261.

Nakayama, K., & Martini, P. (2011). Situating visual search. Vision research, 51(13), 1526-1537.

Nishifuji, S. y Kuroda, T. (28 de agosto a 1 de septiembre de 2012). Impact of Mental Focus on Steady-State Visually Evoked Potential under Eyes Closed Condition for Binary Brain Computer Interface. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). San Diego, EE. UU.

Ng, D. W. K., Soh, Y. W., & Goh, S. Y. (2014, December). Development of an Autonomous BCI Wheelchair. In Computational Intelligence in Brain Computer Interfaces (CIBCI), 2014 IEEE Symposium on (pp. 1-4). IEEE.

N. J. Nilsson, “Shakey the Robot”, Technical Note 323, Artificial Intelligence Center, Computer Science and Technology Division, SRI International, Menlo Park, CA, 1984.

Peng, X., & Van Essen, D. C. (2005). Peaked encoding of relative luminance in macaque areas V1 and V2. Journal of neurophysiology, 93(3), 1620-1632.

Piccini, L., Parini, S., Maggi, L., & Andreoni, G. (2006, January). A wearable home BCI system: preliminary results with SSVEP protocol. In 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference (pp. 5384-5387). IEEE.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES PSICOLÓGICAS</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 8 de 13	

PF Diez , VA Mut , EM Avila Perona , E. Laciari Leber Control asíncrono de BCI utilizando SSVEP de alta frecuencia J. NeuroEng. Rehabilitación , 8 ( 1 ) ( 2011 ) , pp. 1 - 9

Pfurscheller G, Guger C., Müller G., Neuper C., “Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic”, Neurosc. Letter, Vol. 292, N°. 3, pp. 211-214, Octubre 2000.

R. Prueckl, C. Guger, Control de un robot con una interfaz de computadora cerebral basada en potenciales evocados visuales en estado estacionario, págs. 1-5, 2010.

Resalat, S.N.; Saba, V. y Afdideh, F. (2-3 de mayo de 2012). A Novel System for Driver's Sleepiness Detection Using SSVEP. 16th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP). Fars, Irán.

Richard M.G. Tello, Sandra M.T. Müller, Muhammad A. Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, Teodiano F. Bastos, An independent-BCI based on SSVEP using Figure-Ground Perception (FGP), Biomedical Signal Processing and Control, Volume 26, 2016, pages 69-79,

S. Fox, Combo: Loose Leaf Version of Human Physiology with APR 3.0 Student Online Access Card: McGraw-Hill Companies, Incorporated, 2011.

S. Johannes , TF Munte , HJ Heinze , GR Mangun, Luminance y efectos de atención espacial en el procesamiento visual temprano Brain Res Cogn Brain Res , 2 ( 1995 ) , págs. 189 - 205

Schurger, A. (2009). Un método MRI-compatible muy bajo para la estimulación visual dichoptica. Revista de métodos de neurociencia , 177 (1), 199-202.

Shyu, K.K.; Chiu, Y.J.; Lee, P.L.; Lee, M.H.; Sie, J.J.; Wu, C.H. et al. (julio de 2013). Total Design of an FPGA-Based Brain-Computer Interface Control Hospital Bed Nursing System. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 60(7), 2731-2739.

Singla, R. y Haseena, B.A. (julio de 2013). BCI Based Wheelchair Control Using Steady State Visual Evoked Potentials and Support Vector Machines. International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE), 3(3), 46-52.

Singla, R.; Khosla, A. y Jha, R. (2013). Influence of Stimuli Color on Steady-State Visual Evoked Potentials Based BCI Wheelchair Control. Journal of Biomedical Science and Engineering, 6(11), 1050-1055.

K. Takano , S. Ikegami , T. Komatsu , K. Kansaku, Las matrices de parpadeo verde / azul para el P300 BCI mejoran la sensación subjetiva de comodidad, Neurosci Res Suppl , 65 ( 2009 ) , pág. S182

Takeshi Sakurada, Toshihiro Kawase, Tomoaki Komatsu, Kenji Kansaku, Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI, Clinical Neurophysiology, Volume 126, Issue 10, 2015,

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>Escuela Superior de Pedagogía</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 9 de 13	

Thomas, K. P., Vinod, A. P., & Guan, C. (2013, November). Enhancement of attention and cognitive skills using EEG based neurofeedback game. In 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER) (pp. 21-24). IEEE.

Van Hemert, C. (2009). The impact of visual distractions in SSVEP-based BCI. In 11th Twente Student Conference on IT, Enschede 29th June.

Vaughan T.M., "Guest editorial brain-computer interface technology: a review of the second international meeting", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 11, N°. 2, pp. 94-109, Junio 2003.

Vliet, M.V.; Robben, A.; Chumerin, N.; Manyakov, N.V.; Combaz, A. y Van Hulle, M.M. (enero 9-11 de 2012). Designing a brain-computer interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware. Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP. Manaus, Brasil.

Wolpaw J.R., McFarland D.J. Neat G.W. and Porneris C.A. (2008). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, 78(3), 252-259.

Wolpaw J.R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D.J., Peckham P.H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L.A., Robinson C.J., Vaughan T.M., "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 8, N°. 2, pp. 164- 173, Junio 2000.

Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. "Brain-computer interfaces for communication and control" *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, N°. 6, pp. 767-791, Junio 2002.

Wolpaw J.R., McFarland D.J., Cacace A.T., "Preliminary studies for a direct brain-to-computer parallel interface", M.S. Neff and J. Sinocchi (Eds.), *Projects for Person with Disabilities (IBM Technical Symposium)*, pp. 11-20, 1986.

Wolpaw J.R., Mc Farland D.J., Neat G.W., Forneris C.A., "An EEGbased brain-computer interface for cursor control", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol*, Vol. 78, N°. 3, pp. 252-259, Marzo 1991.

X. Gao , D. Xu , M. Cheng , S. Gao Un controlador ambiental basado en BCI para discapacitados por movimiento IEEE Trans. Syst neural. Rehabilitación Ing. , 11 ( 2003 ) , págs. 137 – 140

Yoshimura, N., Itakura, N., & Fazel, R. (2011). Usability of transient VEPs in BCIs. In *Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems* (pp. 119-134). InTech.

Y. Wang, R. Wang, X. Gao, and S. Gao, "Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential," *Neural Interface and Control, Proceedings.*, pp. 37-39, 26-28 May 2005.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>CONSEJO NACIONAL DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 10 de 13	

Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, S. Gao, "Una interfaz práctica cerebro-computadora basada en vep", Ingeniería de Sistemas Neuronales y Rehabilitación IEEE Transactions on , vol. 14, no. 2, pp. 234-240, junio de 2006.

Zemon, V., & Ratliff, F. (1982). Visual evoked potentials: evidence for lateral interactions. Proceedings of the National Academy of Sciences, 79(18), 5723-5726.

Zhang, Y.; Xu, P.; Tiejun, L.; Hu, J.; Zhang, R. y Yao, D. (6 de marzo de 2012). Multiple Frequencies Sequential Coding for SSVEP-Based Brain-Computer Interface. PLoS One, 7(3), 1-9.

Zhenghua Wu, Application of a reconstruction technique in detection of dominant SSVEP frequency, Biomedical Signal Processing and Control, Volume 40, 2018, Pages 226-233,

#### 4. Contenidos

De acuerdo a la investigación planteada, dicho estudio se distribuye en nueve capítulos como son: *Capítulo 1* se enfoca en la contextualización del problema abordado, en las preguntas de la investigación y en los objetivos de estudio. *El Capítulo 2* abarca la revisión teórica que fundamenta el estudio y presenta los antecedentes y marco conceptual que este trabajo dese las interfaces cerebro computador, potenciales evocados visuales de estado estable, estímulos visuales y proceso de atención. *El Capítulo 3* presenta la metodología de investigación, los sujetos de estudio, las variables, métodos e instrumentos de recolección de datos y describe el diseño del sistema experimental realizado. *El Capítulo 4* describe la implementación de la solución propuesta. *El Capítulo 5* describe el análisis de los datos recolectados a través del análisis de las Señales Electroencefalográficas realizado en EXCEL y el análisis de los resultados del cuestionario de auto reporte CFQ, el tratamiento estadístico de este último se realizó a través del software Statistical Package for the Social Science (SPSS) V- 25 y en el *Capítulo 6* se desarrolla los Resultados y la discusión en donde se relacionan los resultados alcanzados con los antecedentes que orientaron el desarrollo del trabajo y se realizan las reflexiones finales, para cerrar en el *Capítulo 7 se tiene las conclusiones y trabajo futuro.*

#### 5. Metodología

Este trabajo se desarrolló basado en el modelo de investigación tecnológica aplicada. Se dividió en las siguientes etapas: diseño del sistema experimental, recolección y clasificación de los datos y análisis de los datos obtenidos. Para diseñar el protocolo de intervención se tomaron en cuenta

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES PSICOLÓGICAS</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 11 de 13	

tres fases importantes: el diseño de la interfaz de control del Arduino, el diseño de la interfaz de grabación de señales y extracción de características en MATLAB, la formulación del experimento y la etapa de evaluación la cual está basada en el cuestionario de Autorreporte CFQ y la eficacia alcanzada en la BCI en utilizando Potenciales evocados visuales de estado estable. La intervención se realizó con 10 sujetos sanos, cuatro hombres y seis mujeres con una edad promedio de 33 años.

Para el análisis de los resultados se usó un estudio estadístico que permite visualizar las tendencias de los sujetos cuando se realiza la variación de los parámetros de unos estímulos visuales en: frecuencia, distancia del sujeto al estímulo., luminancia, color, distancia entre fuentes, fase, número de fuentes y Figura geométrica. También se analizó la correlación existente entre la atención del sujeto y la eficacia en el uso de la Interfaz cerebro computador.

La recolección de la información correspondiente al instrumento CFQ se realizó por medio de un cuestionario virtual y la grabación de las señales se realizó de manera física a 10 sujetos en tres sesiones de dos horas cada una.

Se optó por realizar una investigación de tipo cuantitativo, donde se combinan dos técnicas para el análisis de los datos, a saber: un estudio correlacional y un análisis de densidad espectral de las señales electroencefalográficas en MATLAB, en donde se utilizó: dos variable dependientes (Potencial Evocado Visual y Atención) y una variables independientes (Señales visuales generadas por la unidad de entrenamiento visual); la cual tomará diferentes valores en cuanto a (frecuencia, distancia sujeto al estímulo, luminancia, color, distancia entre fuentes, fase, numero de fuentes y figura geométrica); esto con el fin de establecer y analizar las posibles relaciones entre la atención y el estímulo visual presentado a los sujetos sobre la eficacia en el control de una BCI basado en potenciales evocados visuales.

## 6. Conclusiones

Para finalizar el análisis de la investigación se logra concluir que:

El objetivo principal de este estudio se ha llevado a cabo de manera exitosa: Se han determinado los valores óptimos de los parámetros visuales generados por la VTU, que favorecen el proceso cognitivo de atención en sujetos sanos medido en términos de potenciales evocados visuales con EEG. Una prueba de la consecución es el desarrollo del sistema experimental de pruebas, la experimentación realizada con 10 sujetos y la obtención de una correlación positiva entre el USO de la BCI y el nivel de Atención de cada sujeto.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES PSICOLÓGICAS</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
<b>Código: FOR020GIB</b>	<b>Versión: 01</b>	
<b>Fecha de Aprobación: 10-10-2012</b>	<b>Página 12 de 13</b>	

Este trabajo ha presentado una plataforma BCI de código abierto, basada en componentes de bajo costo y fácilmente disponibles que le permiten a cualquier investigador: adquirir, visualizar, filtrar y procesar señales EEG, para realizar experimentos BCI.

La solución propuesta presenta facilidad de modificación: debido a que los diferentes algoritmos podrían modificarse (Arduino y Matlab) y reemplazarse fácilmente.

Con respecto al almacenamiento de datos; se almacenaron fácilmente en el formato de uso común (es decir, mat) y se procesaron posteriormente para el análisis fuera de línea

Los resultados experimentales con 10 sujetos sugieren que el sistema de entrenamiento visual propuesto puede proporcionar un rendimiento adecuado en términos de eficacia y se podría considerar como punto de partida para futuras investigaciones.

A partir de los resultados de las sesiones experimentales de 10 sujetos experimentales, la precisión promedio para seis variables en simultánea (Frecuencia, color, distancia al objeto, figura, luminancia y tamaño), es del 70.7%. Solamente un sujeto de este grupo logro una precisión del 100%.

A medida que se realizaron más muestras con los sujetos experimentales, la eficacia en la BCI incrementó. Esto demuestra que esta podría mejorar a medida que el usuario se sienta más cómodo con el uso del dispositivo VTU.

En cuanto a la luminancia del estímulo la tendencia es el uso de estimulación con Luz en el 100% del dispositivo.

En la prueba del color se pudo constatar que el color blanco es el que menos produce fatiga visual, y, por tanto, es el que mejor rendimiento produce de la BCI.

En el caso de usar diferentes estímulos visuales para tener respuesta que pudiera servir para diferentes comandos se buscó la distancia a la que deberían estar ubicados entre sí y se encontró que debe ser a 100cm.

La prueba de fase no tiene relevancia en términos de mejorar la eficacia en la BCI, ya que los valores de eficacia no fueron significativamente diferentes entre sí 45º (40%) y 135º (35,6%).

En la evaluación de figuras, la tendencia es el uso de letras para obtener los mejores resultados.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>CONSEJO NACIONAL DE UNIVERSIDADES PÚBLICAS DE MÉXICO</small>	<b>FORMATO</b>	
	<b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b>	
<b>Código: FOR020GIB</b>	<b>Versión: 01</b>	
<b>Fecha de Aprobación: 10-10-2012</b>	<b>Página 13 de 13</b>	

En la revisión de patrones se determinó que no es aconsejable el uso de estos estímulos compuestos; ya que su uso genera un rendimiento bajo en términos de eficacia en la BCI, en las pruebas con este tipo de estímulos la eficacia máxima fue 37,8%.

Existe una relación clara entre la atención y el rendimiento en la BCI, comparación que se realizó con correlaciones de Pearson, en donde el resultado fue entre estas dos categorías fue positiva y ( $r(10) = .835, p < .01$ ).

Como desventaja se observó en el experimento con patrones, que, ante la aplicación de estímulos más complicados en los sujetos, no se obtuvo un nivel de eficacia mayor a 40%, siendo este el valor más bajo para esta variable a lo largo de la investigación.

Se ha utilizado un solo electrodo para la extracción de características de las señales EEG, sin embargo, los algoritmos desarrollados en MATLAB están preparados para analizar tanto varios electrodos, como un número de pruebas sea más grande.

<b>Elaborado por:</b>	Deysi Lorena Garcia Niño	
<b>Revisado por:</b>	Dr. Luis Carlos Sarmiento Vela	

<b>Fecha de elaboración del Resumen:</b>	11	12	2019
--	----	----	------

## Contenido

Lista de Figuras.....	16
1. Introducción .....	18
1.1 Planteamiento del problema. ....	18
1.2 Objetivos .....	22
Objetivo General: .....	22
Objetivos Específicos:.....	22
2. Marco de referencia.....	23
2.1 BCI .....	23
2.2 SSVEP (Potenciales evocados visuales de estado estacionario).....	24
2.3 Partes de un sistema BCI .....	25
2.4 Electroencefalograma: .....	27
2.5 Estímulos Visuales:.....	29
2.5.1 Frecuencia .....	31
2.5.2 Luminosidad .....	32
2.5.3 Color .....	34
2.5.4 Tamaño de la fuente .....	34
2.5.5 Numero de Estímulos:.....	35
2.5.6 Fase .....	35
2.5.7 Figura geométrica del Estimulo:.....	36
2.5.8 Ambiente de pruebas:.....	38
2.6 Atención Visual.....	39
2.7 Cuestionario de Autorreporte de Fallas cognitivas CFQ. ....	39
3. Metodología propuesta.....	41
3.1 Enfoque metodológico .....	41
3.2 Variables.....	41
3.3 Etapas del diseño experimental. ....	43
3.4 Formulación del experimento. ....	44
3.5 Implementación: .....	45
3.6 Recolección y clasificación de los datos: .....	51
4. Diseño sistema experimental.....	59
4.1 Interfaz de control en arduino. ....	61

4.2	Interfaz de grabación de señales en simulink (Matlab)	63
4.3	Interfaz de extracción de características en Matlab.	64
5.	Análisis de resultados	67
5.1	Influencia de la Frecuencia (v1) del estímulo visual en la detección de los SSVEP.	67
5.2	Influencia de la distancia del sujeto al estímulo visual (v2) en la detección de los SSVEP.	68
5.3	Influencia de la luminancia del estímulo visual en la amplitud de los SSVEP.	69
5.4	Evaluación de SSVEP provocados por estímulos visuales con colores.	69
5.5	Influencia del intervalo de separación entre áreas de estímulos visuales en la amplitud de los SSVEP.	70
5.6	Influencia del intervalo del valor de la diferencia de fase entre dos estímulos visuales en la amplitud de los SSVEP.	71
5.7	Influencia del número de estímulos visual en la amplitud de los SSVEP.	71
5.8	Influencia de la forma del estímulo visual en la amplitud de los SSVEP	72
5.9	Evaluación de los SSVEPs provocados por estímulos visuales con patrones.	73
5.10	Eficacia BCI	73
5.11	Instrumento utilizado en el estudio	75
5.12	Estadística descriptiva del CFQ.	76
6.13	Correlaciones de Pearson.	76
6	Resultados y Discusión:	78
7	Conclusiones y trabajo Futuro.	81
7.1	Trabajo Futuro.	83
8	Anexos	84
8.1	Cuestionario CFQ.	84
8.2	Pruebas sujetos	85
8.3	Código de Arduino.	87
8.4	Codigo de Matlab.	107
9.	Bibliografía	112

## Lista de Figuras.

Ilustración 1: Estructura general de un sistema BCI. ....	26
Ilustración 2: Sistema estandarizado de colocación de electrodos 10-20.....	29
Ilustración 3: Etapas del diseño experimental. ....	44
Ilustración 4: Línea de tiempo de cada prueba.....	44
Ilustración 5: Adaptación del casco Emotiv Epoc.....	45
Ilustración 6: Panel de control Emotiv (Estado de los sensores) .....	46
Ilustración 7: Pruebas experimentales.....	52
Ilustración 8: Grabación de las señales. ....	52
Ilustración 9: Codificación pruebas experimentales. ....	53
Ilustración 10: Análisis de Señales EEG .....	54
Ilustración 11: Grafica en MATLAB de barrido de Frecuencia Vs Amplitud.....	55
Ilustración 12: Prueba de distancia de separación entre estímulos. ....	57
Ilustración 13: Diagrama de bloques sistema experimental.....	59
Ilustración 14: Diseño tablero magnético. ....	60
Ilustración 15: Flujograma Control de los estímulos visuales desde Arduino.....	62
Ilustración 16: Control panel para ver el estado de los sensores .....	63
Ilustración 17: Sistema de Grabación de las señales EEG. ....	63
Ilustración 18: Modulo EPOC-Simulink Signal Server para adquisición de datos .....	64
Ilustración 19: Modulo para grabación de señales en Simulink. ....	64
Ilustración 20: Diagrama extracción de las características en MATLAB. ....	65
Ilustración 21: Análisis Prueba Frecuencia (v1). Sujeto 1. ....	68
Ilustración 22: Análisis Prueba Distancia al estímulo.....	68
Ilustración 23: Análisis Prueba luminancia del estímulo.....	69
Ilustración 24: Análisis Prueba color del estímulo. ....	70
Ilustración 25: Análisis Prueba distancia entre fuentes. ....	70
Ilustración 26: Análisis Prueba valor de Fase. ....	71
Ilustración 27 : Análisis Prueba número de fuentes. ....	72
Ilustración 28: Análisis Prueba forma del estímulo.....	72
Ilustración 29: Análisis Prueba Patrones.....	73
Ilustración 30: Resultados eficacia Sujetos. ....	75

## Derechos de autor

“Para todos los efectos, declaro que el presente trabajo es original y de mi total autoría; en aquellos casos en los cuales he requerido del trabajo de otros autores o investigadores, he dado los respectivos créditos”. (Artículo 42, parágrafo 2, del Acuerdo 031 del 4 de diciembre de 2007 del Consejo Superior de la Universidad Pedagógica Nacional)



Este trabajo de grado se encuentra bajo una Licencia Creative Commons de Reconocimiento – No comercial – Compartir igual, por lo que puede ser distribuido, copiado y exhibido por terceros si se muestra en los créditos. No se puede obtener ningún beneficio comercial y las obras derivadas tienen que estar bajo los mismos términos de licencia que el trabajo original.

## 1. Introducción

### 1.1 Planteamiento del problema.

Los potenciales evocados (VE) miden la actividad eléctrica del cerebro a estímulos externos, que pueden ser visuales, auditivos o táctiles; y son utilizados en el control de interfaces cerebro-computador (BCI). Existen dos tipos de VE: los transitorios (TVEP) y los de estado estacionario (SSVEP) Gao, X., Xu, D., Cheng, M., & Gao, S. (2003). Usualmente, para el control de BCI; se utilizan SSVEP, y se implementan estímulos visuales como: luces parpadeando para determinada frecuencia, y por lo general suelen ser repetitivos. Esta estimulación visual repetitiva, puede ser de dos tipos: La primera es estimulación visual, que consiste en destellos de luz repetitivos donde el SSVEP que la provocan, es considerado una señal cerebral en la corteza visual primaria del cerebro. La segunda es estimulación visual, que consiste en la conmutación de dos estímulos con algún patrón (P. ej. Imágenes con un patrón de ajedrez), donde el SSVEP provocado es considerado una respuesta cortical indirecta desde la retina durante una tarea cognitiva, López, L., Mateo, D., & Olaya Pabón, M. C. (2013).

En las últimas décadas, se produjeron diferentes tipos de BCI, basados en SSVEP, que se utilizan para controlar diferentes dispositivos utilizando la señal eléctrica generada por el cerebro: Movimientos de silla de ruedas (Singla, Khosla y Jha, 2013; Singla y Haseena, 2013; Torres, Freire y Sarcinelli, 2013; Díez *et al.*, 2013). Uso de teclados numéricos (Cheng, Gao, Gao y Dingfeng, 2002), (Hwang *et al.*, 2012; Hwang, Lim, Lee e Im, 2013). Posicionamiento de una cama de hospital (Shyu *et al.*, 2013), movimiento de prótesis (Müller y Pfurtscheller, 2008). Movimiento en laberintos (Martinez, Bakardjian y Cichock, 2007; Díez *et al.*, 2011). Control de una casa inteligente (Edlinger y Guger, 2012). Control de robots (Hortal, Úbeda, Iáñez y Azorín, 2014; Zhang *et al.*, 2012; Iáñez *et al.*, 2010). Detección de sueño en conductores (Resalat, Saba y Afdideh, 2012). Juegos de defensa (Vliet *et al.*, 2012); e incluso, propuestas para la comunicación de personas con limitación severa del movimiento incluyendo los ojos y parpados (Lim, Hwang e Im, 2013; (Nishifuji y Kuroda, 2012).

La intención de los sujetos se puede decodificar reconociendo la frecuencia SSVEP; y aunque existe muchos tipos de BCI, las posibilidades de aplicación son limitadas dado que los sujetos deben enfocarse en cierto estímulo, el cual codifica los diferentes comandos a elegir (ejemplo: arriba /abajo /derecha /izquierda) Cheng y Gao (1999); el usuario selecciona solamente uno de los comandos a enfocarse a la vez, para que el sistema BCI detecte el estímulo que el usuario selecciono Middendorf *et al.* (2000), Kelly y col. (2005), Nielsen y col. (2006), Wang y col. (2006) Bin y col. (2009a), esto nos deja un número óptimo de 4 comandos ya que como lo afirma Dornhege *et al.*, 2004, la ITR (Tasa de transferencia de información) tiende a disminuir cuando se usan más de 4 comandos. Si se busca desarrollar sistemas eficientes SSVEP-BCI. A menos que se obtenga una mejor comprensión de los mecanismos subyacentes de las SSVEP, el diseño experimental no mejorará significativamente. En consecuencia, los estudios de investigación básica de BCI son cada vez más necesarios para proporcionar resultados reproducibles y controlados. Por ejemplo,

se necesita una investigación exhaustiva de los efectos de cada parámetro experimental: tamaño del estímulo, distancia al estímulo, brillo, fatiga mental, etc. François-Benoît Vialatte, Monique Maurice, Justin Dauwels, Andrzej Cichocki, (2009). Iluminación ambiental, contraste, color y tamaño del estímulo, distracción visual, etc. Bieger, J., Molina, G. G., & Zhu, D. (2010). Van Hemert, C. (2009). Y para Picciniet al. (2006) y Cecotti, H., & Rivet, B. (2011); dichos factores son: la frecuencia de estimulación, la luminancia luminosa, el color, el tamaño, la figura geométrica y el tipo de patrón del que está formado el estímulo visual. A continuación se detallara las limitaciones de algunas investigaciones referentes a los factores mencionados anteriormente.

Una vez que se elige el tipo de estímulo, es necesario determinar la frecuencia óptima. En Krolak-Salmon y col. (2003) se realizaron pruebas con 1.1 Hz y 75Hz, Pastor y col. (2003), por su parte realizaron un barrido en las frecuencias 5 – 60 Hz, Sammer y col. (2005), usaron dos frecuencias de estimulación: 4,7 Hz y 18.8 Hz, Zhang y col. (2006) trabajaron con 26 a 33 Hz, Di Russo y col. (2007) estimularon con una única frecuencia a 12 Hz, Pastor y col. (2007), acotaron su rango de frecuencias a 5 – 40 Hz. Haciendo una revisión más reciente tenemos: W. Xin et al. (2011), A. Nawrocka y K. Holewa (2013) se llevaron a cabo investigaciones sobre BCI con estímulos que conmutaban a bajas frecuencias (4- 10 Hz); Diez, Müller, Mut, Laciari, Avila, Bastos-Filho, & Sarcinelli-Filho. (2013) han trabajado a altas frecuencias (37, 38, 39 y 40 Hz). Zhenghua Wu, (2018) trabajo con algunas frecuencias específicas: 6.25 Hz, 8.33 Hz, 12.5 Hz, 16.67 Hz, 25Hz y 33.33 Hz, respectivamente. En resumen, no hay un consenso general entre estos diferentes estudios acerca de la frecuencia ideal de estimulación.

Un estímulo visual tiene un fuerte impacto en la respuesta del ojo humano en caso de combinación de colores (Drew et al., 2001). Hay algunos estudios sobre los efectos de los colores en la respuesta SSVEP (Bieger et al., 2010; Cao et al., 2012; Regan, 1966). Regan (1966) realizó un estudio con estímulos rojos, amarillos y azules, (Bieger et al., 2010), analizo estímulos de colores rojo, blanco, azul, verde, El trabajo realizado en Cao et al. (2012); los colores de estímulo fueron rojo, blanco, azul, verde y gris. R.J.M. Godinez Tello, S.M.T. Müller, A. Ferreira, T.F. Bastos (2015) usaron los colores rojo, verde, azul y amarillo. Bobrov, P., Frolov, A., Cantor, C., Fedulova, I., Bakhnyan, M., & Zhavoronkov, A. (2011). Realizaron estímulos visuales con colores contrastantes como negro y blanco. Como se evidencio, evaluar el efecto del color del estímulo en la amplitud de SSVEP utilizando LED como estimulador visual, es una necesidad inmediata, ya que esta tecnología de estimulación sigue siendo de alta usabilidad debido a su bajo costo, baja potencia, portabilidad y flexibilidad como se informó en Wu et al. (2008). Como se puede evidenciar en lo expuesto, referente a la estimulación con colores, se han realizado diferentes experimentos y aun no hay un lineamiento al respecto.

Es importante definir cuantos estímulos visuales se deben usar, dependiendo los comandos que se requieren y en esta línea de investigación los autores Takeshi Sakurada, et al. (2015), presentan un sistema donde trabaja con un sistema generador de estímulos visual con nueve LEDs. En otras investigaciones solo se usan cuatro estímulos visualizados

simultáneamente I. Volosyak , D. Valbuena , T. Lüth , T. Malechka , A. Gräser (2011), C. Guger , BZ Allison , B. Growindhager , R. Prückl , C. Hintermüller , C. Kapeller , M. Bruckner , G. Krausz , G. Edlinger (2012). A diferencia de los siguientes trabajos que dan cuenta del uso de cinco estímulos: J. Ehlers, D. Valbuena, A. Stiller, A. Gräser (2012), B. Allison, T. Lüth, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, A. (2010). Esta situación es problemática debido a que se requiere la precisión acerca de la cantidad de estímulos visuales que pueden ser tenidos en cuenta por ojo humano para buscar un mejor rendimiento en una BCI.

En las investigaciones adelantadas por: Tamaño et al., 2009a y Takano et al., 2009b; se demostró que la luminancia se asocia con un mejor rendimiento en un sistema de BCI. En el estudio presentado por Takeshi Sakurada, et al. (2015), se realizó la variación en el nivel de luminosidad de 0 a 100%. En Min Hye Chang, Hyun Jae Baek, Seung Min Lee, Kwang Suk Park, (2014) se asoció la luminosidad de la siguiente forma: la luminancia de luz más baja correspondía a la amplitud más baja del estímulo, y la luminancia de luz más alta correspondía a la amplitud más alta. Teniendo en cuenta que los estímulos visuales pueden tener diferentes variaciones en el nivel de luminosidad se hace necesario buscar un consenso al respecto.

En las investigaciones revisadas también se puede ver que se ha utilizado diferentes formas geométricas para la estimulación. En esta línea Min Hye Chang, et al. (2016), proponen un generador de SSVEP; sobre el cual se presentaron cuatro caracteres diferentes (A-Z y 1-9) I. Volosyak, A. Moor, A. Gräser (2011), utilizaron cuatro estímulos parpadeantes que contenían todas las letras del alfabeto inglés. Escudero, F. A., Solis-Escalante, T., Melgar, E., Valdes-Cristerna, R., & Yañez-Suarez, O. (2007) realizaron la implementación del módulo generador de estímulos creando un software con 2 estímulos distintos de patrones de tablero de ajedrez posicionados en diferentes lugares de una pantalla. Adicional se han hecho experimentos con flechas en diferentes direcciones; en Min Hye Chang, et al. (2014), Seis estímulos visuales (flecha arriba, flecha abajo, flecha derecha, flecha izquierda, flecha diagonal derecha y flecha diagonal izquierda). En las investigaciones mostradas no se ha establecido un acuerdo con respecto a la figura geométrica del estímulo.

En cuanto al ambiente de pruebas; en las diferentes investigaciones los sujetos se ubican a diferentes distancias del objeto dependiendo el criterio del investigador. En Kamal Sharma, Soumitra Kar, (2019) y en Min Hye Chang, et al. (2014); los sujetos se sentaron a una distancia de 80 cm de la pantalla, en la investigación adelantada por Hye Chang, et al. (2016), los participantes se sentaron a 57 cm del monitor, en Escudero, F. A., Solis-Escalante, T., Melgar, E., Valdes-Cristerna, R., & Yañez-Suarez, O. (2007) el sujeto experimental estaba ubicado a una distancia de 75 a 90 cm. Bravo, E. F. C., & Aristizábal, J. E. C. (2016), la distancia en la cual se ubicó el sujeto experimental se varió desde 40 cm a 100 cm. Ivan Volosyak, Felix Gembler, Piotr Stawicki, (2016) ubicaron los sujetos a una distancia de aproximadamente 60 cm. Se puede evidenciar que las pruebas experimentales se han desarrollado con una distancia del sujeto al estímulo visual que ha variado a criterio del investigador.

Otro aspecto fundamental para el correcto funcionamiento de una BCI; Depende de la capacidad del usuario para mantener la atención en el estímulo visual, teniendo en cuenta que la amplitud del SSVEP se incrementa sustancialmente cuando la atención se centra en la localización del estímulo Müller, et al. (1998). Para Neumann (2003), la atención sostenida, frustración, cansancio y distracción (Strong et al., 1999), motivación (Delci, Koestner y Ryan, 1999; Neumann y Kubler, 2003) son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad para controlar las señales EEG, y han de ser tenidas en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento en el uso de una BCI. Existen casos en los que algunos usuarios de manera inconsciente desvían la mirada evitando que el estímulo visual genere un SSVEP. Yoshimura, N., Itakura, N., & Fazel, R. (2011). Para mejorar este aspecto, se han desarrollado BCI basados en atención selectiva a estímulos visuales Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., & Gao, X. (2006). E incluso algunas investigaciones se basan en el entrenamiento de BCI usando la técnica de bioalimentación (NF); la cual da al sujeto información acerca del proceso fisiológico que está bajo el control del sistema nervioso autónomo (Gartha, I. V., 1976), para incrementar los niveles de atención en las personas haciendo uso de los videojuegos (Thomas, K. P., Vinod, A. P., & Guan, C. 2013). Da Silva Sauer, L., Aguayo, L. V., Álvarez, F. V., & Angevin, R. R. (2011), en las perspectivas futuras de su trabajo de investigación proponen: estudiar variables como la capacidad de concentración y de atención, que quizá pudiesen estar más relacionadas con buenos resultados en la ejecución en un sistema BCI.

La falta de consenso en las características del estímulo visual presentado a los sujetos en investigaciones relacionadas con BCI, y con el objetivo de obtener una aproximación a los parámetros que se puedan tomar como estímulo visual adecuado para mejorar la respuesta de los potenciales evocados visuales de estado estable; se realizó un estudio que comparo cada una de las siguientes variables del estímulo visual: frecuencia, distancia al estímulo, luminancia, color, número de fuentes, distancia de separación entre las fuentes, fase y figura geométrica y su incidencia en el proceso de atención relacionado con el uso de una interfaz cerebro computador, tomando como medición la eficacia en el uso de la misma.

Teniendo en cuenta que cada investigador realiza las pruebas de acuerdo a su criterio y aun no se ha definido con claridad un estímulo transversal a las investigaciones. Esta tesis busca responder la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuáles son los estímulos visuales y protocolos experimentales que se deben utilizar para garantizar la eficacia más alta en el desarrollo de interfaces cerebro computador y qué relación existe entre el proceso cognitivo de atención y el uso de la BCI?

## 1.2 Objetivos

### Objetivo General:

Determinar los valores óptimos de los parámetros visuales generados por una Unidad de entrenamiento visual (VTU), que favorecen el proceso cognitivo de atención en sujetos sanos; medido en términos de potenciales evocados visuales.

### Objetivos Específicos:

- Diseñar una unidad de entrenamiento visual, que permita la variación de los parámetros: frecuencia, distancia del sujeto al estímulo, luminancia, color, distancia entre fuentes, fase, número de fuentes y la figura geométrica; del estímulo visual.
- Desarrollar una metodología que permita encontrar el estímulo visual óptimo en el uso de una interfaz cerebro computador. usando Potenciales evocados visuales de estado estable.
- Evaluar la correlación existente entre la atención medida en términos del test (Cuestionario de fallos cognitivos), CFQ, y la eficacia en el control de una Interfaz cerebro computador utilizando Potenciales evocados visuales de estado estable.

## 2. Marco de referencia.

### 2.1 BCI

Una Interfaz cerebro-computadora, más conocida como Brain-Computer Interface (BCI), es un sistema que hace uso de la actividad eléctrica del cerebro para controlar un componente externo. La definición más reciente de este tipo de interfaces es la propuesta durante el primer congreso internacional sobre tecnologías BCI celebrado en junio de 1999 en el Instituto de Rensselaerville en Nueva York, y que definió a una interfaz cerebro-computadora como un sistema de comunicación, que no depende de las vías normales, que usa el cerebro: nervios periféricos y músculos (Wolpaw J.R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D.J., Peckham P.H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L.A., Robinson C.J., Vaughan T.M., 2000), dando a entender que un BCI (es muy frecuente usar el término BCI para referenciar a las interfaces cerebro-computadora). BCI ofrece a los usuarios discapacitados y sanos un importante canal alternativo de comunicación y control, mediante la transmisión de la intención a través de la modificación premeditada de la actividad cerebral, en lugar de utilizar los músculos.

En términos de los métodos de medición de la actividad cerebral, los BCI pueden dividirse en BCI invasivos y no invasivos (Lebedev y Nicolelis, 2006). En particular, los BCI no invasivos se basan principalmente en electroencefalogramas del cuero cabelludo (EEG), debido a sus características no invasivas y de bajo costo. Los sistemas BCI basados en EEG emplean muchas respuestas electrofisiológicas, como ritmos sensorio motores (SMR), P300, potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP), potenciales corticales lentos (SCP) (Grimann et al., 2010) o respuestas combinadas (Pfurtscheller et al., 2010).

El desarrollo de BCIs se ha venido estudiando desde hace más de tres décadas, con investigaciones de (Wolpaw, McFarland, Cacace, 1986; Farwell, Donchin, 1988; Keirn, Aunon, 1990; Wolpaw, Mc Farland, Neat, Forneris 1991), no obstante, en la última década ha crecido el interés para que estos sistemas puedan ser una opción de comunicación y control a aquellas personas en condición de discapacidad, teniendo en cuenta un aumento en el número de investigaciones y de avances construidos. Se ha investigado desde cómo controlar dispositivos básicos, control de temperatura, luz, televisión etc. Por ejemplo Miner, McFarland y Wolpaw (1998) realizaron un estudio con cuatro adultos los cuales aprendieron a utilizar señales EEG para aprender a controlar el movimiento de un cursor vertical en una pantalla de video. El estudio concluyó que la BCI a través del control del cursor sirve para responder preguntas de Si o No con un alto grado de exactitud, que podría ser utilizado para proporcionar una nueva modalidad de comunicación y control para las personas con discapacidades motoras. También se han relacionado investigaciones que controlan prótesis ortopédicas como el estudio realizado por Guger, Ramoser y Pfurtscheller, (2000). Utilizó el método de imaginería Motora, para obtener las señales EEG. Participaron tres sujetos, en una serie de sesiones en línea con el fin de probar si es posible utilizar patrones comunes de las señales de los sujetos para el control de un dispositivo robótico.

Pfurscheller, Guger, Müller y Neuper, (2000); por su parte; usaron las señales EEG para permitir el control para los pacientes con discapacidad motora severa, es decir, debido a una lesión de la médula espinal de alto nivel. El proyecto piloto se realizó con un paciente tetraplégico (TS), cuya actividad muscular de las extremidades superiores se limita a los bíceps izquierdos. Para restaurar la función de movimiento de la mano, se desarrolló una prótesis de mano accionada eléctricamente para la mano izquierda. Después de algunos meses de entrenamiento, el TS ha aprendido a operar la prótesis de mano a través de comandos específicos a partir de imaginación motora.

## 2.2 SSVEP (Potenciales evocados visuales de estado estacionario)

Los potenciales evocados visualmente, son modulaciones que se presentan debido a una estimulación visual repetitiva, que se dan en la corteza visual del cerebro, que se encuentran ubicadas en el lóbulo occipital y se encargan de procesar la información visual.

Esta estimulación visual repetitiva puede ser de dos tipos: La primera estimulación visual, consiste en destellos de luz repetitivos; donde el SSVEP, que provocan es considerado una señal cerebral en la corteza visual primaria del cerebro. El segundo tipo de estimulación visual, consiste en la conmutación de dos estímulos con algún patrón (P. ej. Imágenes con un patrón de ajedrez), donde el SSVEP provocado es considerado una respuesta cortical indirecta desde la retina durante una tarea cognitiva, J. A. C. Molina, (2013).

En el uso de Potencial Visual Evocado de Estado Estacionario para el desarrollo BCI (M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun, KS Jones, 2000), el usuario enfoca su atención selectivamente en uno de los múltiples patrones (luces que parpadean repetidamente a frecuencias ligeramente diferentes). Esta estimulación visual continua evoca una actividad cerebral de "*estado estacionario*" reconocible y sincronizada con precisión, que depende de la elección del objetivo por parte del usuario, ya que cada parpadeo tiene una propia frecuencia única. El SSVEP alcanza su punto máximo en la frecuencia de parpadeo, sus frecuencias armónicas y sub-armónicas que van de 1 a 100 Hz (Herrmann y Human, 2001).

Las características de un SSVEP pueden variar en función de:

- Aunque son relativamente robustas, las oscilaciones corticales del SSVEP dependen en gran medida de las características de estimulación, incluida la frecuencia, el tamaño del estímulo, la fase, la luminosidad y el color (D. Regan 1977 ), así como la atención (MM Müller , S. Hillyard 2000) y la proximidad de otros estímulos simultáneos. L. PBClini, S. Parini, L. Maggi, and G. Andreoni, (2005); H. Cecotti and B. Rivet, (2011).
- La capacidad del usuario para mantener fija la vista en el estímulo visual. Existen casos en los que algunos usuarios de manera inconsciente desvían la mirada evitando que el estímulo visual genere un SSVEP.

Hoy día los SSVEP son muy utilizados para realizar el control de BCI, esto se debe a que presentan tres ventajas principales:

- Los usuarios necesitan de poco entrenamiento para su utilización.
- La identificación de un SSVEP puede ser en un tiempo de al menos 250 ms.
- Los sistemas utilizados para adquirir SSVEP no son invasivos al usuario.

Los sistemas SSVEP BCI se han utilizado, por ejemplo, para la comunicación con el medio ambiente, como un deletreador de SSVEP ( Cecotti, 2010 ), el control de un sistema de enfermería en cama de hospital ( Shyu et al., 2013 ) u órtesis de mano para pacientes tetraplégicos ( Ortner et al., 2011 ), como un dispositivo de control de simulador de vuelo de dos comandos (M. Middendorf , G. McMillan , G. Calhoun , KS Jones,2000), o el visor de la Tierra BCI NASA en el que grandes patrones estacionarios en los bordes de la pantalla que se invierten a 5-7 Hz permiten cuatro comandos control de la dirección de desplazamiento de un mapa satelital de la Tierra (LJ Trejo , R. Rosipal , B. Matthews, 2006). Los sistemas BCI basados en la estimulación SSVEP se han probado con éxito para hasta 48 comandos, aunque solo con un usuario (X. Gao, D. Xu, M. Cheng, S. Gao, 2003)

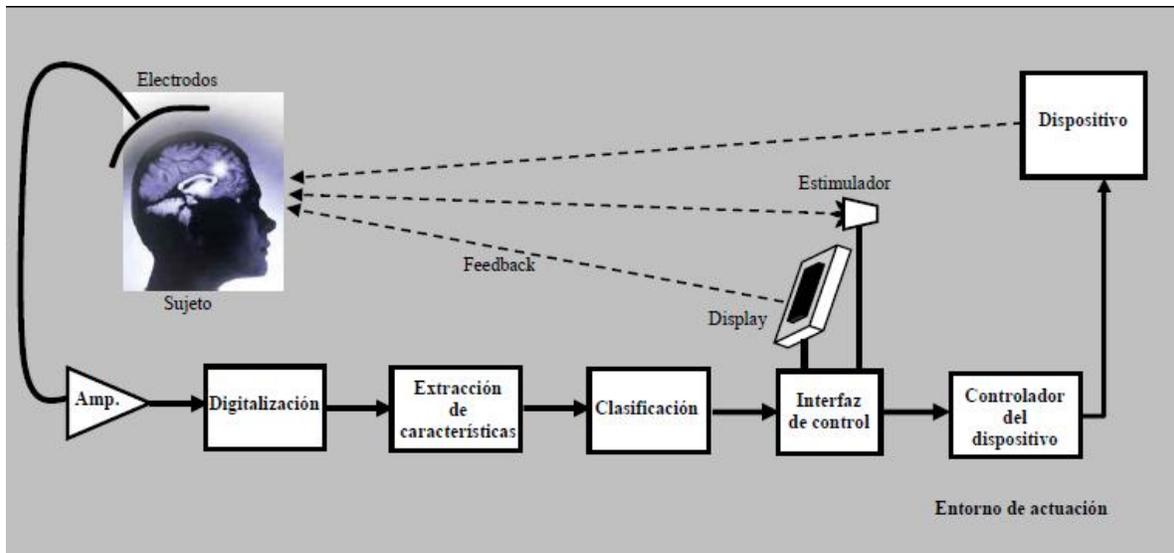
Las SSVEP en la banda de baja frecuencia tienen una respuesta de amplitud mayor que las de los rangos de frecuencia media y alta; en particular, los SSVEP a ~15 Hz exhiben la mayor amplitud (Wang et al., 2006). Por lo tanto, muchos sistemas SSVEP-BCI emplean la banda de baja frecuencia a frecuencias de estimulación entre 8 y 15 Hz (Ortner et al., 2011, Wang et al., 2011, Wilson y Palaniappan, 2011). Sin embargo, los estímulos parpadeantes de baja frecuencia son molestos (Fang-Cheng et al., 2012) y pueden causar ataques epilépticos. En particular, las frecuencias dentro del rango de 15-20 Hz presentan el mayor riesgo de convulsiones.

Estudios recientes han propuesto BCI basados en SSVEP de mayor frecuencia como una alternativa para aliviar este riesgo y fatiga visual (Molina y Mihajlovic, 2010, Muller et al., 2011, Volosyak et al., 2011).

Es importante resaltar que los estudios de BCI que involucran SSVEPs no representan ningún peligro de daño neurológico ni visual, que afecte a los usuarios que las utilizan, J. A. C. Molina, (2013)].

### 2.3 Partes de un sistema BCI

El modelo que propone Mason (Mason S.G., Birch G.E., 2003) se resume en la Ilustración 1:



*Ilustración 1: Estructura general de un sistema BCI.*

Los componentes de dicho modelo se describen a continuación:

- *Sujeto*: Es la persona que controla el dispositivo en el sistema BCI, modificándolo para ello intencionadamente su actividad cerebral, con el fin de generar las señales de control que actúan sobre el dispositivo.
- *Electrodos*: Son los encargados de convertir dicha actividad cerebral en señales eléctricas.
- *Amplificador*: Es el encargado de amplificar las señales eléctricas.
- *Digitalización*: En la etapa de digitalización es donde se realiza la conversión analógico-digital, necesaria para el posterior procesamiento.
- *Extracción de características*: En la etapa de extracción de características, se transforman las señales eléctricas ya amplificadas en parámetros que caractericen la actividad cerebral modificada por el sujeto.
- *Clasificación*: En la etapa de clasificación se asignan a los parámetros que caracterizan las señales eléctricas, unas señales lógicas de control. En definitiva, se trata de clasificar los diferentes parámetros de entrada entre un número determinado de estados posibles.
- *Interfaz de control*: La interfaz de control traduce las señales lógicas de control en señales de control apropiadas para un determinado dispositivo. Por otro lado, la interfaz de control puede ir acompañada de un "Display de control" que proporciona información al sujeto sobre el resultado de su estado mental. Dicha información puede ser usada por el sujeto para modificar su actividad cerebral en caso de que la respuesta recibida no sea la adecuada. A este tipo de realimentación es lo que se conoce como feedback. En sistemas BCI que hacen uso de un estimulador sensorial para provocar potenciales evocados en la actividad cerebral, dicho estimulador es controlado por la interfaz de control y a su vez sincronizada con la etapa de extracción de características.

- *Controlador del dispositivo*: Es el encargado de transformar las señales de control procedentes de la interfaz de control en las señales físicas necesarias para actuar sobre el dispositivo.
- *Dispositivo*: Como en cualquier sistema de control, el número de dispositivos sobre el cual puede actuar un sistema BCI, puede ser ilimitado. Teniendo en cuenta que las distintas señales lógicas de control proporcionadas por estos sistemas son aún bastante limitadas, esto lleva a que se reduzca considerablemente el número de aplicaciones finales. El estado del dispositivo es a su vez una realimentación hacia el sujeto, proporcionándole información sobre el control que está ejerciendo sobre éste.
- *Entorno de actuación*: Con el término entorno de actuación se hace referencia a las condiciones físicas del entorno sobre el cual se está usando el sistema BCI (ej. temperatura ambiente, ruido, etc.), así como los objetos y personas presentes en dicho entorno. Estos factores por lo general pueden ser controlados en el laboratorio.

#### 2.4 Electroencefalograma:

La electroencefalografía es una técnica que permite registrar la actividad eléctrica del cerebro, que a su vez es producida por la actividad neuronal. El EEG es medido a través de tres tipos de electrodos: *de superficie* (posicionados sobre el cuero cabelludo), *corticales* (posicionados en la superficie del cerebro), y *de profundidad* (posicionados dentro del cerebro). Sin importar el tipo de electrodos a utilizar, el EEG registra la suma de los potenciales eléctricos generados por las neuronas en la región cercana al sensor. Consiste en el uso de electrodos colocados en el cuero cabelludo.

En las señales provenientes de la actividad cerebral se obtiene la diferencia de potencial entre electrodos y la frecuencia de dichas señales, entre otras características. Esta actividad es muy compleja, ya que se trata de señales estocásticas que presentan grandes variaciones dependiendo de la localización de los electrodos, del usuario que esté utilizando el equipo.

Esto se debe a la infinidad de conexiones neuronales y a que la estructura craneal de las personas no es uniforme. Además, se presentan variaciones de acuerdo al estado mental del usuario, a los niveles de concentración y de los movimientos musculares, incluso los involuntarios como los pestañeos.

Los autores: L. Lun-De, L. Chin-Teng, K. McDowell, A. E. Wickenden, K. Gramann, J. Tzzy-Ping, et al., (2012); A. W. Toga and J. C. Mazziotta, Brain Mapping (2002), han caracterizado el EEG por dos propiedades:

- *La resolución espacial*: La resolución espacial se define como la capacidad que tiene un sistema de EEG superficial de distinguir entre diferentes regiones cerebrales. La resolución espacial depende del posicionamiento de los electrodos que pueden ser colocados sobre el

cuero cabelludo y se reporta en milímetros (mm). En un sistema de EEG superficial la resolución espacial promedio es de 10 mm.

- La resolución temporal: La resolución temporal es la capacidad de obtener información del cerebro durante un determinado intervalo de tiempo. La resolución temporal se mide en s (s). En un sistema de EEG superficial se reporta que la resolución temporal promedio es de 0.01 s.

En el caso del EEG que utiliza electrodos superficiales se encuentran cuatro tipos de patrones, que son creados por la actividad cerebral.

Estos patrones son llamados ondas y se describen a continuación:

a) Ondas Alfa: Estas ondas se asocian con el grado de concentración de la persona. Ellas tienen un ancho de banda de 5 Hz con un rango de frecuencia de 8 a 13Hz y tienen una amplitud en el rango de voltaje de 20 – 200 mV.

b) Ondas Beta: Estas ondas se registran en el EEG cuando existe una intensa actividad cerebral. Las ondas Beta se encuentran en el rango de frecuencias de 14 a 30 Hz, y usualmente son medidas en las regiones parietales y frontales del cerebro. Las ondas Beta se dividen en ondas Beta I y Beta II y tienen una amplitud de voltaje que va de 5-10 $\mu$ V.

c) Ondas Theta: Las ondas Theta se encuentran en el rango de frecuencia que va de 4 a 7 Hz, y se registran principalmente en el lóbulo parietal, y temporal del cerebro. Las ondas theta son registradas por el EEG, cuando una persona sufre de estrés emocional. Estas ondas tienen una amplitud de voltaje de 10 $\mu$ V.

d) Ondas Delta: Las ondas delta se encuentran por debajo de 3.5 Hz y ocurren cada dos o tres s. Las ondas delta se presentan principalmente en el sueño, y su amplitud se encuentra en un rango de voltaje de 20-200 $\mu$ V.

Para la colocación de los electrodos superficiales en un estudio de EEG, usualmente se utiliza el sistema estandarizado de colocación de electrodos 10-20 (Ilustración. 2). El sistema estandarizado de colocación de electrodos 10-20, utiliza ciertas marcas anatómicas del cráneo para la colocación de los electrodos. A esta colocación de electrodos se le llama montaje y J. G. Webster, (2009), lo divide en tres tipos: montaje bipolar (donde se registra la señal de EEG resultante de la diferencia entre dos señales medidas por dos electrodos), montaje referencial (donde se registra la señal de EEG medida por un electrodo, con respecto a un electrodo de referencia), y montaje laplaciano (donde se registra la señal de EEG promedio, medida por diferentes electrodos).

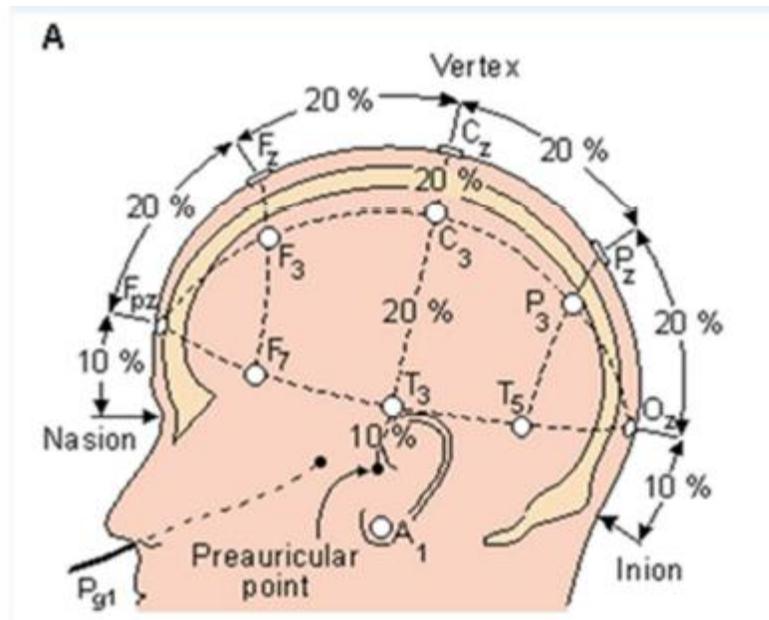


Ilustración 2: Sistema estandarizado de colocación de electrodos 10-20.

Dentro del EEG algunas señales pueden ser provocadas por estimulaciones externas, que a su vez se dividen en dos tipos según la estimulación entregada, que puede ser de tipo visual (Potencial Evocado Visual (PEV)) y de tipo auditiva (Potencial Evocado Auditivo (PEA)). En J. G. Webster, (2009); S. Fox, Combo, (2011), se reporta que los PEV son los potenciales evocados más fáciles de detectar, ya que presentan una mayor amplitud en voltaje. Los PEV son las señales de electroencefalografía más sensibles a alteraciones por desórdenes neurológicos, o bien son fácilmente alterados por la naturaleza del estímulo.

## 2.5 Estímulos Visuales:

Las BCI que emplean los SSVEP como señal de control, trabajan con un estímulo visual repetitivo que pertenece generalmente a una de las siguientes tres categorías principales L. Lun-De, L. Chin-Teng, K. McDowell, A. E. Wickenden, K. Gramann, J. Tzzy-Ping, et al, (2012).

- Estímulos de luz: se implementan usando fuentes de luz que pueden modularse a una frecuencia específica. Por lo general, estas fuentes de luz son controladas por un circuito electrónico que permite que reproduzcan con precisión cualquier secuencia.
- Estímulos gráficos individuales: se implementan en la pantalla de un computador y comprenden la aparición y desaparición de una figura como un rectángulo, cuadrado, flecha, en medio de un fondo. La frecuencia del estímulo corresponde al número de ciclos completos por segundo.

- Estímulos de reversión del patrón: también se implementan en la pantalla de un computador y presentan la alternación de patrones gráficos. Consiste en la alternación de por lo menos dos patrones y por lo general hace uso de tableros de ajedrez o tableros de líneas. Si se trabaja con estímulos de luz, los potenciales evocados producen una señal que tiene forma sinusoidal, y una frecuencia fundamental correspondiente a la frecuencia de parpadeo del estímulo, mientras que si se trabaja con patrones gráficos, los potenciales aparecen con una tasa de frecuencia que corresponde a la frecuencia de reversión de los patrones y sus armónicos.

Los SSVEP se producen con fuentes de luz que parpadeen a una frecuencia mayor a seis Hz, presentando ciertas ventajas y desventajas dependiendo de qué tan alta o baja sea la frecuencia de parpadeo. Se pueden distinguir tres rangos de frecuencia: el rango de frecuencias bajas que llega hasta los 12 Hz, el rango medio que corresponde a frecuencias entre 12 y 30 Hz y el rango alto para frecuencias mayores a 30 Hz.

Los estímulos que pertenecen al rango bajo provocan SSVEP con una amplitud mayor que los estímulos en rango medio, por lo que es sencillo extraer de la señal cerebral los potenciales evocados. La desventaja radica en que los estímulos con frecuencias bajas resultan molestos para el usuario y después de un periodo de tiempo pueden volverse insoportables. En cambio los estímulos visuales en el rango medio son más agradables para el usuario pero provocan SSVEP con menor amplitud, por lo que se hace necesario algoritmos computacionales más complejos para extraer las componentes deseadas de la señal cerebral. Además se ha demostrado que el uso de estímulos de rango bajo y medio provocan ataques epilépticos J. Arnil, D. Anopas, M. Horapong, K. Luangrat, Y. Punsawad, and Y. Wongsawat, (2013). Finalmente, el rango de altas frecuencias es el más cómodo para el usuario, causa la mínima fatiga visual, pero produce potenciales evocados muy débiles que son difíciles de detectar. Los métodos más populares para implementar los estímulos visuales, que generan los potenciales en estado estable en las señales cerebrales, hacen uso de LED, LCD o CRT. Los estímulos implementados usando LED son más confiables y los potenciales que evocan presentan una mayor amplitud en su frecuencia fundamental y armónicos, por otra parte, la implementación de los estímulos usando LCD o CRT resulta más sencilla ya que se usan pantallas y no es necesario desarrollar hardware dedicado a estos estímulos, sin embargo se ven afectados por las tasas de refresco de dichas pantallas.

En cuanto a los estímulos visuales que se han utilizado para SSVEP a continuación se mencionan algunas investigaciones al respecto:

En Ng, Soh, & Goh, (2014), se trabajó con sesenta y dos sujetos quienes hicieron uso de potenciales evocados visuales para controlar el destino de una silla de ruedas a través de una BCI, todos los sujetos eran usuarios por primera vez de un sistema BCI y se les pidió que miraran cada uno de los leds parpadeantes asociados con los cuatro destinos en la silla de

ruedas, el experimento se repitió 3 veces. Como conclusión treinta y siete sujetos alcanzaron una precisión por encima del 50%.

En Achic, F., Montero, J., Penaloza, C., & Cuellar, F. (2016), se propone un sistema integral que combina una interfaz BCI híbrida y sistema de control compartido para aplicaciones de navegación y manipulación. En particular, el sistema está compuesto por una silla de ruedas robótica con un brazo robótico incorporado que puede ayudar a los usuarios con lesión de la médula espinal (inferior vértebras cervicales y las vértebras lumbares) o esclerosis lateral en una etapa avanzada. El sistema propuesto utiliza una interfaz de usuario gráfica que permite al usuario seleccionar las posibles tareas de control a través de señales de EEG en base de los potenciales de estado estable visuales evoked (SSVEP). El Análisis SSVEP se utiliza para detectar cuatro posibles objetivos correspondientes a cuatro (04) estímulos visuales diferentes asignados a cuatro leds de diferentes colores operando a distintas frecuencias por módulos LED instalados en un mostrador localizado en frente del usuario. Por otra parte, la silla de ruedas se controla mediante movimientos cervicales relacionados con movimiento de la cabeza obtenida por sensores inerciales, dando resultados de precisión con una media del 79%, y se evidencia una evolución en el aprendizaje de los usuarios.

En esta franja del uso de leds parpadeantes se muestra también la investigación que realizaron Richard M.G. Tello, Sandra M.T. Müller, Muhammad A. Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, Teodiano F. Bastos (2016), quienes usaron colores azul y blanco para los leds en la configuración de foto estimulación para crear un efecto de contraste en los estímulos utilizados: un jarrón y una cara. Las frecuencias parpadeantes fueron 15.0 Hz (jarrón) y 11.0 Hz (caras). Cabe resaltar que los dos estímulos fueron incrustados en una caja. Los estímulos parpadeantes se basan en LED con dos colores (azul para las caras y blanco para el florero) cubiertos con difusores finos de papel blanco. Los voluntarios se sentaron en una silla cómoda, frente al sistema estimulador, a 70 cm de distancia. En conclusión, la investigación realizada apoya fuertemente la hipótesis de la selectividad visual por medio de la percepción y el mecanismo neural de la atención espacial.

De acuerdo a la variación de los parámetros del estímulo visual, como intensidad en el presente trabajo; se realizó la siguiente clasificación:

### 2.5.1 Frecuencia

Con el fin de reducir o incluso eliminar la fatiga visual en el usuario y así lograr un rendimiento estable en el funcionamiento de la BCI; Diez, Müller, Mut, Laciari, Avila, Bastos-Filho, & Sarcinelli-Filho. (2013). Realizaron una investigación en la cual se opera una silla de ruedas por medio de una BCI basado en SSVEP y los estímulos visuales se realizan por medio de parpadeos visuales a alta frecuencia (37, 38, 39 y 40 Hz) ya que este tipo de estímulos puede desarrollar de forma el uso de la BCI, además los estudios indican que el 35% de las personas que se enfrentan al control de una BCI no son capaces de operarla (García Molina, Mihajlovic, 2010) (Volosyak, Valbuena, Lüth, Malechka, Gräser, 2011); finalmente de los 15

sujetos en total 2 de ellos no fueron capaces de usar la BCI y el restante pudieron navegar con la silla de ruedas en una habitación con obstáculos, los participantes expresaron no sentir molestias ni fatigas debido a la estimulación visual a pesar de que ninguno de ellos tenía experiencia previa en el uso de BCI, solamente se realizó una sesión de entrenamiento. Como conclusiones es difícil establecer el rendimiento del sistema con anterioridad ya que depende de factores múltiples como: la tarea a lograr, si el sujeto tuvo experiencia previa, la motivación, la concentración, si el sujeto está somnoliento o cansado, etc. La media para los comandos correctos fue de 83,7%. Los autores invitan al estudio más profundo sobre los factores el rendimiento del sujeto (concentración, disposición individual, cansancio, fatiga entre otros), metodología de procesamiento de la señal y las características de estimulación.

Zhenghua Wu, (2018) Involucraron en este experimento 11 sujetos; quienes se sentaron frente a un estimulador LED a una distancia de 60 cm y se les pidió que permanecieran en silencio durante el experimento y se abstuvieran de mover el cuerpo. La frecuencia de muestreo del EEG se estableció en 250 Hz. Primero, se recolectó un EEG espontáneo de 60 s. A continuación, se realizaron las pruebas para un EEG evocado de 60 s para seis estímulos, es decir, 6,25, 8,33, 12,5, 16,67, 25 y 33,33 Hz, respectivamente. El objetivo de este estudio fue encontrar la mejor SNR (Relación señal a ruido) producida por los estímulos. Se realizaron 66 ensayos que contenían el SSVEP, y cada ensayo continuó durante 60 s. Todos los ensayos fueron divididos en dos grupos según la SNR de cada SSVEP, es decir, los ensayos de SNR alta y los ensayos de SNR baja. El umbral de SNR para la clasificación fue 3, 3, 3, 2,5, 2, 2 para los estímulos a 6.25, 8.33, 12.5, 16.67, 25 y 33.33 Hz, respectivamente, que se determinó en base a otros estudios. Entre los 66 ensayos, hubo 20 ensayos SNR altos y 46 ensayos SNR bajos.

Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, Andrzej Cichocki, (2010) Investigaron la respuesta de frecuencia SSVEP para 32 frecuencias (5–84 Hz), y la dinámica del tiempo de la respuesta cerebral a 8, 14 y 28 Hz, para ayudar a la definición de los parámetros neurofisiológicos óptimos y para describir el inicio del retraso y otras limitaciones de los estímulos SSVEP en aplicaciones como nuestro sistema BCI de cuatro comandos descrito anteriormente. Nuestros resultados mostraron que la estimulación de inversión del patrón de 5.6–15.3 Hz evocó las respuestas más fuertes, alcanzando un máximo a 12 Hz y exhibiendo máximos locales más débiles a los 28 y 42 Hz.

### 2.5.2 Luminosidad

En el estudio presentado por Takeshi Sakurada, Toshihiro Kawase, Tomoaki Komatsu, Kenji Kansaku, (2015), se muestra una nueva interfaz cerebro-máquina basada en el potencial evocado visual (SSVEP) basada en el estado estacionario mediante el uso de estímulos visuales parpadeantes a frecuencias diferentes. En el mismo se trabaja con un aparato de estímulo visual con nueve LEDs a todo color cubiertos por una placa de difusión. En este estudio, los estímulos de color verde y azul se alternaron. El tamaño del dispositivo

fue de  $4 \times 4 \times 1,5$  cm y el nivel de luminosidad que tienen los leds se varía realizando así los siguientes experimentos:

En el Experimento 1, se prepararon 27 tipos de estímulos visuales para evaluar los efectos de la frecuencia y la luminancia. Se aplicó nueve frecuencias de parpadeo que aumentaron incrementalmente de 30 a 70 Hz en pasos de 5 Hz. La luminancia se varió entre los LED verdes y azules en cada frecuencia. En primer lugar, los LED verdes y azules se configuraron para parpadear con luminancia baja y alta, respectivamente (GL-BH); segundo, los LED verdes y azules parpadearon con luminancia alta y baja, respectivamente (GH-BL); y tercero, ambos colores parpadearon con la misma luminancia de nivel medio (GM-BM). Se proporcionan los colores en cada patrón de luminancia. La luminancia media entre los colores verde y azul fue de 500 cd / m<sup>2</sup> en todos los patrones de luminancia. Las diferencias en la luminancia entre los LED verdes y azules en los patrones GL-BH y GH-BL fueron de 800 cd / m<sup>2</sup>. Los participantes realizaron 10 sesiones en total y cada sesión consistió en 27 ensayos (tres patrones de luminancia  $\times$  nueve frecuencias). El orden de los ensayos en cada sesión fue aleatorizado. Los resultados también mostraron que la luminancia de los colores parpadeantes puede variarse para mejorar las respuestas de SSVEP. Bajo el patrón de luminancia GH-BL, que provocó SSVEP en frecuencias superiores al CFF, los participantes mostraron una alta precisión de clasificación tanto en condiciones visibles como invisibles (aproximadamente 90% en ambos casos). Estos resultados sugieren que el patrón de luminancia de un estímulo parpadeante contribuye a la obtención de SSVEP y puede mejorar el rendimiento general de los sistemas de BMI basados en SSVEP.

Estos resultados también son consistentes con los del estudio previo realizado por los mismos autores (Tamaño et al., 2009a, Takano et al., 2009b), que mostró que la luminancia y los parámetros cromáticos de los estímulos visuales se asociaron con un mejor rendimiento en un sistema de IMC basado en P300. Estudios previos basados en grabaciones de unidades en monos investigaron la activación relacionada con la luminancia en V1 y V2 (Peng y Van Essen, 2005) y el núcleo olivar pretectal (Gamlin et al., 1995). También hay estudios que examinan la activación relacionada con la luminancia en el área occipital en humanos (Johannes et al., 1995, Portin et al., 1998). Es concebible que una amplia gama de neuronas en el área occipital, que están sintonizadas con el procesamiento de la información de luminancia, se activaron bajo los patrones de luminancia GH-BL y GL-BH en el presente estudio y ayudaron a fortalecer las señales SSVEP observadas. Se requiere una mayor investigación para comprender mejor los mecanismos neuronales subyacentes a la mejora en la obtención de SSVEP en función de la luminancia de los estímulos visuales verde / azul.

Con el fin de reducir la fatiga visual Min Hye Chang, Hyun Jae Baek, Seung Min Lee, Kwang (2014) generaron un estímulo de amplitud modulada para modificar la luminosidad del estímulo. La luminancia de luz más baja correspondía a la amplitud más baja del estímulo, y la luminancia de luz más alta correspondía a la amplitud más alta ajustando el desplazamiento de CC. Este estímulo contiene varias frecuencias armónicas en las bandas de baja y alta frecuencia, lo que contribuyó a mejorar el rendimiento de BCI como características de clasificación. Las combinaciones de unas pocas frecuencias generan más objetivos, y el rendimiento con frecuencias de estímulo superpuestas no deteriora el

rendimiento tanto como los BCI convencionales basados en SSVEP. Por lo tanto, las personas que tienen un riesgo de epilepsia fotosensible pueden sustituir un estímulo de baja frecuencia con un estímulo AM sin ningún deterioro de precisión en el sistema BCI.

### 2.5.3 Color

En los estudios de Müller et al., 1998a, los estímulos consistieron en dos filas verticales de 5 LED parpadeantes cada una. Se presentó una barra en el campo visual izquierdo (parpadeo a 20.8 Hz) y la otra en el campo visual derecho. Durante la mayor parte de la prueba, los LED en ambas barras parpadearon en rojo, pero a intervalos irregulares dos de los 5 LED en una de las barras (izquierda o derecha al azar) cambiaron simultáneamente de rojo a verde durante un período de 144 ms y luego se revirtieron a rojo. Un objetivo se definió como un cambio de color simultáneo de los LED superiores e inferiores en la barra en el campo atendido, a lo que el sujeto respondió presionando un botón.

Wijers et al., 1997, descubrieron que las letras verdes que aparecían sobre un fondo gris isoluminante provocaron componentes P1 y N1 que se retrasaron entre 40 y 50 ms en relación con los provocados por estímulos similares de incremento de luminancia.

Pawel Poryzala, Andrzej Materka, (2014), Durante el experimento, instruyó a los sujetos para que enfocaran su mirada en uno de los cinco elementos de estimulación para producir SSVEP. Cada uno de los cinco elementos de estimulación (en cinco colores diferentes: blanco, azul, verde, amarillo y rojo) constaba de tres LED, dos luces de estimulación (SL y SR) con un diámetro de 5 mm colocado en la parte inferior cuarto derecho e inferior izquierdo del campo visual de cada retina del ojo y una luz de fijación (F) con un diámetro de 3 mm colocado en el centro del campo visual.

En el estudio adelantado por (Cheng et al., 2001), se consideró un cuadrado parpadeante, generado al combinar luz roja y verde, con distintas frecuencias de parpadeo para rojo y verde; se demostró que tal estímulo inducía un acoplamiento de fase entre los dos componentes de frecuencia en el SSVEP registrado. Del mismo modo, un patrón que consta de dos estímulos, que parpadea a dos frecuencias diferentes, indujo una respuesta espectral con picos en las frecuencias individuales, además de picos en otras frecuencias; los últimos picos fueron causados por el acoplamiento cuadrático entre las dos frecuencias de estímulo y sus armónicos (Srihari Mukesh et al., 2006).

### 2.5.4 Tamaño de la fuente

Zafer İşcan, Zümray Dokur (2014), presenta una innovadora interfaz cerebro-computadora (BCI) basada en electroencefalograma, conocida como "Trazador de caracteres". El diseño propuesto utiliza potenciales evocados visualmente en estado estacionario. Los sujetos generan personajes dibujando, paso a paso, líneas entre seis círculos en la pantalla de la

computadora. Además, hay tres círculos para controlar el procedimiento de dibujo. Las características obtenidas del análisis de correlación canónica se utilizan para la clasificación. El diseño BCI síncrono propuesto se probó en 16 sujetos en tareas experimentales fuera de línea y en línea utilizando máquinas de vectores de soporte, análisis discriminante lineal y el clasificador medio más cercano. Los resultados de clasificación obtenidos indican que el diseño propuesto se puede utilizar con éxito en la clasificación. El trazador de caracteres converge con el esquema de escritura natural de los humanos.

En el diseño propuesto, hay nueve círculos de igual tamaño (estímulos) en un monitor CRT de 19 pulgadas (Samsung SyncMaster 957 MB). El tamaño de la pantalla es de 36,6 cm × 27,5 cm. Los diámetros de los círculos son 5.5 cm, y la distancia de un círculo desde sus círculos vecinos es 7.3 cm (horizontal) y 5.2 cm (vertical). Se determina que la distancia entre los ojos del sujeto y el monitor es de 40 cm. En esta investigación se logró una precisión general de más del 89% para una longitud de segmento de  $\geq 2$  s de estimulación.

#### 2.5.5 Numero de Estímulos:

La eficacia de la BCI con respecto al número óptimo de comandos tienden a disminuir cuando se usan más de 4 comandos (Dornhege et al., 2004). A pesar de lo expuesto anteriormente se han desarrollado con éxito sistemas SSVEP-BCI con hasta 13 comandos simultáneos (Cheng et al., 2002, Wang et al., 2006).

Jeong-Hwan Lim, Jun-Hak Lee, Han-Jeong Hwang, Dong Hwan Kim, Chang-Hwan Im, (2015,) desarrollaron un deletreador mental híbrido que pueda prevenir eficazmente errores de escritura inesperados en el deletreo mental basado en el potencial evocado visual en estado estable (SSVEP) mediante el uso simultáneo de la información de la dirección de la mirada observada por un bajo costo webcam sin calibración. Consta de 30 teclas LED. Se asignaron veintiséis teclas a cada una de las letras del alfabeto inglés y las otras cuatro teclas se asignaron a cuatro símbolos, que representaban 'RETROCESO', 'ENTRAR', 'PUNTUACIÓN' y 'ESPACIO'. El tamaño de cada tecla, excepto las teclas 'INTRO' y 'ESPACIO', se estableció en 2 cm × 2 cm, y las distancias entre las teclas vecinas se establecieron en 2,5 cm tanto horizontal como verticalmente. Para verificar la viabilidad y la utilidad del sistema de ortografía mental híbrido desarrollado, se realizó experimentos en línea con diez participantes sanos, a cada uno de los cuales se le pidió que escribiera 15 palabras en inglés que constaban de un total de 68 caracteres. Como resultado, se podrían evitar en promedio 16.6 errores de escritura, lo que demuestra que la estrategia híbrida propuesta podría mejorar efectivamente el rendimiento del sistema de ortografía mental basado en SSVEP.

#### 2.5.6 Fase

Aunque la mayoría de los sistemas BCI basados en SSVEP utilizan la amplitud a la frecuencia de estímulo, la información de fase y ciclo de trabajo también puede ser útil. (Lopez-Gordo, A. Prieto, F. Pelayo, C. Morillas, 2010), mostraron que los cambios de fase de diferentes

estímulos se pueden recuperar de las respuestas SSVEP. Mencionaron el uso conjunto de fase y amplitud para una mayor precisión de clasificación. Posteriormente, con la integración de la información de fase, (Jia, X. Gao, B. Hong, S. Gao, 2011) logró un diseño para un sistema BCI basado en SSVEP con 15 objetivos mediante el uso de tres frecuencias de estímulo.

#### 2.5.7 Figura geométrica del Estimulo:

Caicedo Bravo, E. F., Aristizábal, C., & Evelio, J. (2014). Quienes para las pruebas contaron con un computador con procesador Intel Core 2 a 1.83GHz, 2Gbytes de RAM, sistema operativo Windows Vista y un monitor de 14 pulgadas con 1280x800 pixeles, en el cual se presentan 5 estímulos visuales de 200x100 pixeles y que consisten en luces parpadeantes entre negro y blanco cambiando a frecuencias de 15hz, 12Hz, 10Hz, 8.571Hz y 7.5Hz, los cuales son escogidos como divisores exactos de 60Hz que corresponde a la frecuencia de refresco de la pantalla, permitiendo una mayor precisión en la generación de los estímulos. Para la lectura de ondas EEG se usa un equipo tipo Emotiv EPOC que se coloca en la cabeza del usuario, y que permite enviar las señales al computador por vía BlueTooth, tiene una frecuencia de muestreo de 128Hz y cuenta con 14 electrodos secos con una resolución de 14bits, de estos electrodos 4 quedan ubicados en la parte occipital del cerebro. Debido a la necesidad de contar con la mayor cantidad posible de electrodos en la parte occipital del cerebro, el lector de ondas EEG es rotado 180 grados respecto a la horizontal, aumentando a 8 el número de electrodos disponibles.

La prueba realizada fue la siguiente: Un voluntario de 37 años sin problemas mentales conocidos dio su consentimiento escrito para realizar la prueba de funcionamiento del sistema. El voluntario fue instruido para sentarse en una silla en una posición cómoda donde sus ojos quedaron a una distancia aproximada 60cm de la pantalla del computador y se le pidió que durante la prueba evitara moverse y usara únicamente los ojos como medio de interacción concentrándose en el estímulo visual que se le indicara. Los cinco estímulos visuales fueron marcados como A, B, C, D y E correspondientes a las frecuencias 15hz, 12Hz, 10Hz, 8.571Hz y 7.5Hz respectivamente, en la pantalla del computador aparecía la letra a la cual debía prestar atención el voluntario, esto debía hacerlo hasta que los estímulos se coloquen de color azul, indicando que se ha detectado un comando; los estímulos permanecen de color azul por un segundo y se marca el siguiente estímulo visual a observar, este procedimiento se hizo en orden consecutivo desde el primer hasta el último estímulo y se repitió en veinte oportunidades.

Escudero, F. A., Solis-Escalante, T., Melgar, E., Valdes-Cristerna, R., & Yañez-Suarez, O. (2007) quienes realizaron la implementación del módulo generador de estímulos creando un software sobre la plataforma Presentation; 2 estímulos distintos de patrones de tablero de ajedrez colocados uno en cada extremo lateral de la pantalla, en donde cada uno oscila a distintas frecuencias, 25 y 38Hz, respectivamente. Dicho patrón de estimulación se programó para que se repitiera en 6 ocasiones. El cual se mostró al sujeto en un monitor de cristal líquido (LCD) de 17 pulgadas con una frecuencia de refresco a 75 Hz a una distancia de 75 a 90 cm.

En esta línea Min Hye Chang, Jeong Su Lee, Jeong Heo, Kwang Suk Park; (2016), proponen un novedoso autor de BCI híbrido que genera SSVEP de frecuencia dual presentando caracteres de manera periódica mientras parpadea simultáneamente.

Los cuatro caracteres diferentes aparecen en diferentes colores y lugares para un mejor reconocimiento y rendimiento. Por lo tanto, nueve estímulos consisten en 36 caracteres (A-Z, 1-9 y Backspace) dispuestos en secuencia. Cada estímulo parpadea en negro (OFF) y blanco (ON) con un período de parpadeo diferente para evocar SSVEP.

Y en investigaciones más recientes se ha probado con teorías de contraste diferentes con el fin de mejorar el rendimiento de las BCI:

Abigail Dickinson, Rosanna Gomez, Myles Jones, Vance Zemon, Elizabeth Milne; (2018), emplearon un potencial evocado visual en estado estacionario basados en las teorías de Vance Zemon y Ratliff, (1982) para seguir investigando las conexiones laterales dentro de un grupo de adultos de alto funcionamiento con trastorno del espectro autista.

Los estímulos se mostraron en un monitor LCD. Los participantes se sentaron a 57 cm del monitor, se les pidió que se sentaran cómodamente y mantuvieran el movimiento al mínimo para reducir cualquier artefacto relacionado con la electromiografía (EMG). Los estímulos se basaron en estímulos de windmill-dartboard y windmill parcial (Vance Zemon y Ratliff, 1982). El patrón de molino de viento-diana se compone de un punto de fijación central rojo, en el centro de un disco rodeado por tres anillos contiguos. Las cuatro regiones están divididas radialmente en 16 segmentos que están definidos por dos niveles de luminancia diferentes ( $\pm 32\%$  de profundidad de modulación). Los elementos claros y oscuros en el disco central y el segundo anillo contrastan, mientras que los elementos claros y oscuros en el primer y tercer anillo son fijos, creando la percepción de un patrón de molino de viento que cambia a un patrón de diana cuando el contraste se invierte.

La investigación Keith W. Jamison, Abhrajee V. Roy, Sheng He, Stephen A. Engel, Bin He, (2015,) tuvo como objetivo determinar la viabilidad de investigar la rivalidad binocular (fenómeno perceptual que surge cuando dos imágenes incompatibles se presentan por separado, una para cada ojo, y el observador experimenta alternancia perceptual involuntaria entre las dos imágenes) utilizando un enfoque de EEG-fMRI simultáneo con el fin de aprovechar la alta resolución temporal de EEG con la alta resolución espacial de fMRI.

Los sujetos vieron un estímulo dicitópico que consistía en un patrón de tablero de dardos circular rojo y negro presentado en un ojo, y un patrón verde y negro similar en el otro, parpadeando a diferentes frecuencias espaciales. Cada patrón se presentó dentro de una ventana anular que se extiende de 0,5 a 3,75 grados de ángulo visual. Los estímulos se presentaron sobre un fondo gris neutro con una cruz de fijación central, y los estímulos giraron a  $11,25^\circ / s$ . El contraste de estímulos rojo y verde se revirtió a 6.67 y 8.54 Hz,

respectivamente. Todos los estímulos visuales se proyectaron en una pantalla dentro del escáner MR con un 60 Frecuencia de actualización de Hz.

#### 2.5.8 Ambiente de pruebas:

Bravo, E. F. C., & Aristizábal, J. E. C. (2016). Implementaron un sistema BCI basado en SSVEP cuyas pruebas se realizaron en un ambiente no controlado con altos niveles de distracción y con la presencia de gran cantidad de público. Al usuario se le propone un laberinto donde un avatar debe ser llevado a un objetivo representado por una casa. Para mover el avatar el voluntario debe fijar su mirada en uno de los cuatro estímulos visuales, los estímulos visuales representan las cuatro direcciones: izquierda, arriba, derecha y abajo. El sistema fue usado sin ningún tipo de calibración.

El laberinto virtual está establecido de forma que en cada uno de los cruces del camino correcto existe la posibilidad de entrar en un callejón sin salida al detectar el movimiento incorrecto, en ese caso el usuario debe ejecutar el comando contrario para volver al camino principal. Aunque solo habría un movimiento posible se siguen mostrando los cuatro estímulos visuales e igualmente se realiza la detección sobre ellos; si se detecta un comando en una dirección hacia la que no hay camino no se realiza movimiento. Cada estímulo visual consiste en rectángulos de 200x100 pixeles que cambian entre blanco y negro, cada color se mantiene un número exacto de ciclos de refresco del monitor, por lo que las frecuencias obtenidas son divisores exactos de 60hz, que es la frecuencia del monitor, se utilizan entonces 4, 5, 6 y 7 ciclos, generando las frecuencias 15 Hz, 12 Hz, 10 Hz y 8,57 Hz respectivamente; en cada estímulo visual está presente un punto rojo en el centro para enfocar la mirada.

Teniendo en cuenta los antecedentes presentados el presente trabajo se puede evidenciar que en cada nueva investigación se utiliza una mezcla de variables diferentes, pero hasta el momento no se tiene certeza de cuál es la combinación adecuada; es por eso que en el presente estudio se desea construir un prototipo que integre las variables: color, luminancia, figura geométrica, área de cubrimiento, área de separación y distancia al estímulo. Para que un investigador pueda realizar las pruebas adecuadas necesarias antes de escoger el estímulo que es más acorde con su planteamiento y así construir adecuadamente la BCI.

## 2.6 Atención Visual

El mecanismo cognitivo más conocido estudiado a través de las SSVEP es la atención visual (Morgan et al., 1996). Las respuestas visualmente evocadas se mejoran sustancialmente si los estímulos visuales parpadeantes caen dentro del área de atención espacial. Este efecto es más prominente en el hemisferio frontal derecho que en el izquierdo; sin embargo, esta asimetría hemisférica desaparece después de una larga presentación de los estímulos (Keila et al., 2005). Cuando se muestran puntos rojos y azules entremezclados, parpadeando a diferentes frecuencias, los sujetos que centran su atención en puntos azules o rojos han aumentado las amplitudes SSVEP para los estímulos atendidos (Müller et al., 2006) La amplitud SSVEP también se usó con éxito como una característica predictiva para la fluctuación de la atención en un estudio RSVP (10). Este efecto se observó utilizando estímulos emocionalmente excitantes (Keil et al., 2006) y palabras alemanas neutrales como objetivos (Keil y Heim, 2009).

La atención también se puede investigar utilizando SSTP. La idea es usar SSVEP como "etiquetas de frecuencia" para estudiar las características temporales de la atención espacial visual (Müller, 1998); La propagación de la frecuencia pico de SSVEP desde las áreas visuales primarias a diferentes áreas del cerebro se utiliza para rastrear la dinámica neuronal correlacionada con la tarea de atención. Los SSTP también se pueden usar para investigar la atención y las respuestas emocionales a las imágenes. Imágenes con contenido emocional, parpadeo a 13 Hz (Kemp et al., 2002) o 10 Hz (Keil et al., 2005), se utilizaron con éxito para estimar el momento y la amplitud de las respuestas corticales a los estímulos afectivos. Las diferencias en la fase SSVEP mostraron correlatos de excitación, y las respuestas SSVEP habían reducido la latencia cuando se atendían estímulos afectivos. La amplitud frontal de SSVEP disminuyó para las imágenes de valencia desagradable (Kemp et al., 2002). Sin embargo, se observaron mayores activaciones occipito-temporales y parietales para cargas de atención espacial y contenidos emocionales más altos combinados (Keil et al., 2005).

## 2.7 Cuestionario de Autorreporte de Fallas cognitivas CFQ.

Para evaluar la frecuencia de las fallas cognitivas cotidianas, Broadbent et al. (1982) desarrolló el Cognitivo Cuestionario de fallas (CFQ), que comprende 25 ítems derivados de tres áreas de fallas y errores: fallas de percepción, fallas de memoria y fallas en el funcionamiento motor. Las personas encuestadas deben contestar preguntas como: "¿Notas señales en el camino? ", " ¿Lees algo y descubres que no has estado pensando en ello y debes leer ¿otra vez? " Y se les pregunta para informar la frecuencia de estos incidentes en los últimos 6 meses en una escala tipo Likert de 5 puntos; en donde 0 es Nunca y 4 es muy a menudo.

Varios estudios han demostrado que las fallas cognitivas, medidas por el CFQ, están relacionadas con la distracción (Reason y Lucas, 1984), lento desempeño en tareas de atención enfocada (Meiran, Israelí, Levi y Grafi, 1994), accidentes automovilísticos y accidentes de trabajo (Larson y Merritt, 1991; Wallace y Vodanovich, 2003), experiencias

disociativas (Merckelbach, Muris y Rassin, 1999), somnolencia diurna y propensión al aburrimiento (Wallace y Vodanovich, 2003), pérdidas informáticas por olvidarse de ahorrar los datos de uno en interacción humano-computadora (Jones & Martin, 2003), y reducción de la inhibición cognitiva (Bloem y Schmuck, 1999). El CFQ tiene buena fiabilidad y un alto grado de estabilidad de las diferencias individuales. (Broadbent et al., 1982; Merckelbach, Muris, Nijman, & de Jong, 1996; Vom Hofe, Mainemarre y Vannier, 1998). Los mismos autores proporcionaron el coeficiente alfa de Cronbach para el CFQ en aproximadamente 0.90 aunque Merckelbach y col. reportó valores alfa algo más bajos en 3 muestras, que van desde 0.75 a 0.81, lo que implica adecuada consistencia interna para fines de investigación. Wallace (2004) examinó la validez convergente y discriminante del CFQ. Examinó la asociación entre puntajes totales CFQ y medidas comparables (por ejemplo, distracción), así como construcciones opuestas (p. ej., conciencia y memoria cotidiana). En un muestra de 386 estudiantes universitarios encontró que la frecuencia de fallas cognitivas en el autorreporte correlacionaron positivamente ( $r_s = .50$  a  $.53$ ) con construcciones similares, mientras que las asociaciones con construcciones opuestas eran negativo ( $r_s = -.13$  a  $-.41$ ). La amplia aceptación y La utilidad del CFQ también se reflejan en el hecho de que el CFQ ha sido traducido a varios idiomas, para ejemplo, holandés (Merckelbach et al., 1996), alemán (Klumb, 1995), hebreo (Meiran et al., 1994), y español (García Martínez y Sánchez-Cánovas, 1994). En resumen, el CFQ es un cuestionario de uso común que ha demostrado ser un instrumento útil para identificar individuos propensos a fallas cognitivas.

### 3. Metodología propuesta.

#### 3.1 Enfoque metodológico

Para dicha investigación se tiene en cuenta la formulación del problema y las variables a analizar, se opta el modelo de investigación tecnológica; el cual tiene como propósito aplicar el conocimiento científico para solucionar los diferentes problemas que beneficien a la sociedad. Los niveles de este modelo son: experimentación y la aplicación (Espinoza Montes, C. ,2014).

La investigación tuvo el carácter de experimental; el cual tiene como propósito manipular las variables que tienen relación causal para transformar el objeto de investigación. Su finalidad es crear conocimientos nuevos para mejorar el objeto; y se realizó con 10 sujetos sanos, quienes participaron voluntariamente en el experimento.

Ninguno de los participantes tenía experiencia en uso de BCI. Los participantes fueron informados sobre el procedimiento de experimentación.

Los datos de la investigación se analizaron por medio del software Matlab para el caso de las señales Electroencefalográficas y Statistical Package for the Social Science (SPSS) 25 para el análisis de correlaciones de CFQ.

#### 3.2 Variables.

Para la investigación se trabajó con una variable dependiente y una independiente como se puede apreciar en la tabla 1.

TIPO DE VARIABLE	NOMBRE	VALORES
DEPENDIENTE	Potencial Evocado Visual	Eficacia BCI basado en la densidad espectral de potencia
	Atención.	<i>Test de autorreporte de fallos cognitivos CFQ</i>
INDEPENDIENTE	Señales visuales generadas por la unidad de entrenamiento visual.	Frecuencia
		Distancia sujeto al estímulo.
		Luminancia
		Color
		Distancia entre fuentes
		Fase
		Número de fuentes
Figura geométrica		

Tabla 1: Variables Dependientes e independientes.

Los valores que tomara la variable independiente se describen en la tabla 2:

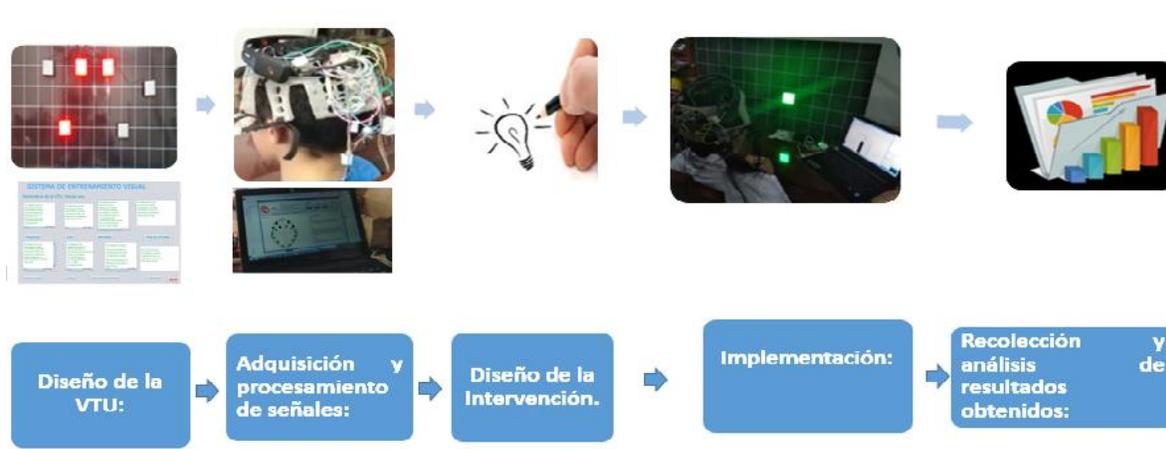
Variable	Símbolo	Descripción	Rango																																
Frecuencia	v1	Se mide en Hercios (Hz); e indica la cantidad de ciclos que se producen por segundo.	1 a 60 Hz																																
Distancia sujeto al estímulo.	V2	Hace referencia a la distancia que debe haber entre un usuario y el sistema que genera los estímulos visuales, medida en centímetros (cm)	50 cm hasta 140 cm																																
Luminancia	V3	Es una medida de la "cantidad" total de luz visible emitida por una fuente dada. Para medir ese flujo luminoso se utiliza como unidad e medida el lumen (lm)	0 a 100% en lumen.																																
Color	V4	La luz emitida por un diodo emisor de luz tiene una longitud de onda específica y por lo tanto un color específico. Cada LED se puede controlar por medio de PWM (Modulación por	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Blanco</th> <th>COLO R</th> <th>CODIGO RGB</th> <th>CODIGO HEXA</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Rojo</td> <td></td> <td>255 , 255 , 255</td> <td>FFFFFF</td> </tr> <tr> <td>Verde</td> <td></td> <td>255 , 0 , 0</td> <td>FF0000</td> </tr> <tr> <td>Azul</td> <td></td> <td>0, 255 , 0</td> <td>00FF00</td> </tr> <tr> <td>Amarillo</td> <td></td> <td>0 , 0 , 255</td> <td>0000FF</td> </tr> <tr> <td>Magenta</td> <td></td> <td>255 , 255 ,0</td> <td>FFFF00</td> </tr> <tr> <td>Naranja</td> <td></td> <td>255 , 0 , 255</td> <td>FF00FF</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>255 , 153 , 0</td> <td>FF9900</td> </tr> </tbody> </table>	Blanco	COLO R	CODIGO RGB	CODIGO HEXA	Rojo		255 , 255 , 255	FFFFFF	Verde		255 , 0 , 0	FF0000	Azul		0, 255 , 0	00FF00	Amarillo		0 , 0 , 255	0000FF	Magenta		255 , 255 ,0	FFFF00	Naranja		255 , 0 , 255	FF00FF			255 , 153 , 0	FF9900
Blanco	COLO R	CODIGO RGB	CODIGO HEXA																																
Rojo		255 , 255 , 255	FFFFFF																																
Verde		255 , 0 , 0	FF0000																																
Azul		0, 255 , 0	00FF00																																
Amarillo		0 , 0 , 255	0000FF																																
Magenta		255 , 255 ,0	FFFF00																																
Naranja		255 , 0 , 255	FF00FF																																
		255 , 153 , 0	FF9900																																

		ancho de pulso), enviando el equivalente al color en código Hexadecimal.	
<b>Distancia entre fuentes</b>	V5	Corresponde al intervalo de separación vertical u horizontal, a la que se ubican dos estímulos visuales medido en centímetros (cm)	5 mm hasta 1 metros
<b>Fase</b>	V6	Es una medida de la diferencia de tiempo entre dos ondas señales. Se mide en términos de grados °.	Desde 0 a 360 grados
<b>Número de fuentes</b>	v7	Corresponde al número de leds que conforman el estímulo visual.	1 a 384 leds
<b>Figura geométrica</b>	V8	En las matrices leds se representa como la unión de varios leds en un área cerrada. Formando diferentes formas.	3 vocales (A,E,I) 3 números (1,2,3), y 2 patrones ( Ajedrez y línea deslizante)

*Tabla 2 Descripción de las variables independientes:*

### 3.3 Etapas del diseño experimental.

Teniendo en cuenta el método seleccionado las etapas del diseño experimental quedaron establecidas como se muestra en la Ilustración 3:

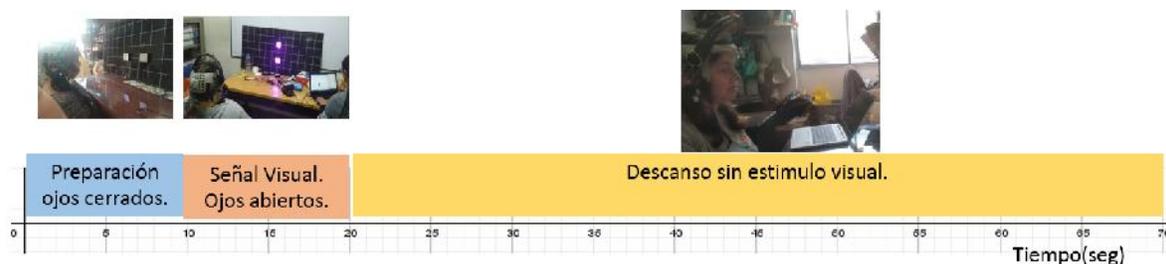


*Ilustración 3: Etapas del diseño experimental.*

### 3.4 Formulación del experimento.

Cada prueba (Ilustración 4) tiene una duración de 70 s. Este tiempo se divide en 10s de preparación, 10s donde se realiza la tarea mental (atención al estímulo visual) y una pausa entre pruebas de 50 s.

La prueba inicia con la presentación del estímulo en la matriz led, el sujeto experimental con los ojos cerrados durante un lapso de 10 s, un conteo por parte del investigador (1,2 y 3) que indica al usuario que el experimento ha dado inicio y que debe abrir los ojos, Se mostrara una señal visual durante 10 s. Al completar la tarea mental se dará un tono de aviso a los 10 s indicando al usuario que puede descansar y se da una pausa de 50 s.



*Ilustración 4: Línea de tiempo de cada prueba.*

En cada sesión se le explico a los sujetos experimentales las etapas de la prueba y se les solicito sentaran en una silla que se encuentra inicialmente a 80cm frente al tablero de estímulos. Las señales de EEG se registraron en tres sesiones de dos horas cada una.

### 3.5 Implementación:

Este capítulo está en correspondencia con el segundo objetivo específico de este trabajo: “Desarrollar una metodología que permita encontrar el estímulo visual óptimo en el uso de una BCI”.

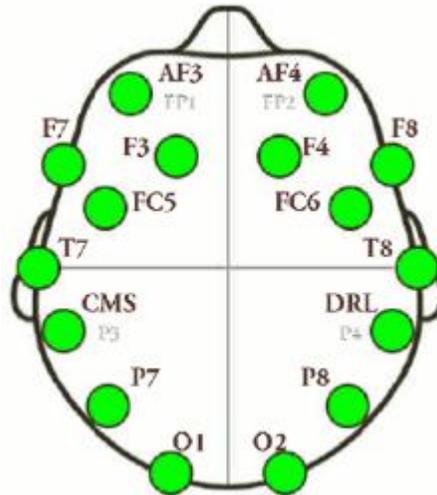
Para la ubicación de los electrodos superficiales se utilizó el sistema estandarizado de colocación de electrodos 10-20 (Ilustración. 2). Para facilidad de las pruebas se realizó una adaptación al casco Original Emotiv (Ilustración 5), sacando los sensores del mismo y ubicándolos distribuida mente en un casco elaborado de silicona que cubre el área occipital del cerebro.

Se utilizó un montaje referencial (donde se registra la señal de EEG medida por un electrodo, con respecto a un electrodo de referencia) que para este caso corresponde a los electrodos T7 y T8.



*Ilustración 5: Adaptación del casco Emotiv Epoc.*

Después de la ubicación de los electrodos se revisa de estado de cada uno de los electrodos mediante el software "Panel de control de Emotiv" (Ilustración 6) que devuelve los electrodos de colores como un semáforo que indica el nivel de impedancia del sistema, siendo el color verde el óptimo.



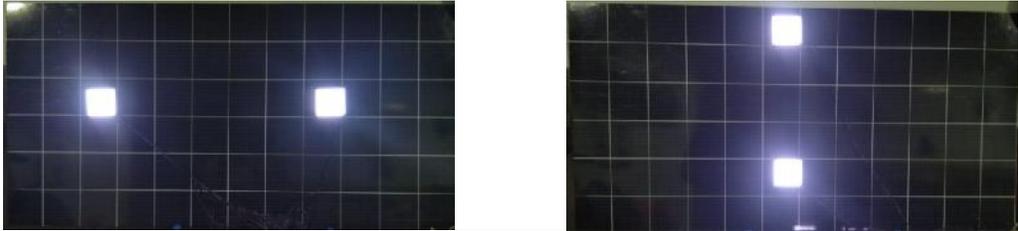
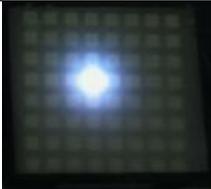
*Ilustración 6: Panel de control Emotiv (Estado de los sensores)*

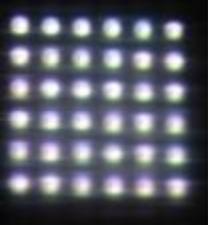
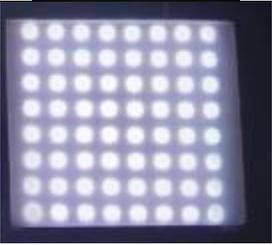
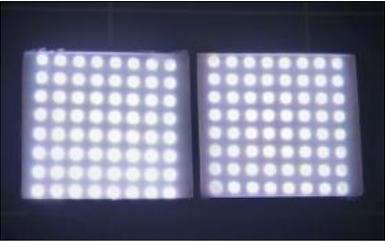
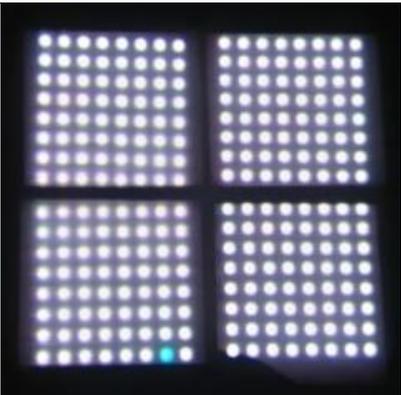
El método de ubicación se basa principalmente en limpiar previamente la zona de contacto en el cuero cabelludo con crema abrasiva para quitar todo resto de grasa propia del ser humano, luego se aplica una crema conductora a base de solución salina para favorecer la conductividad, se ubican los dos electrodos de referencia dentro del casco de silicona haciendo presión hasta que el panel muestre el color verde, y luego se distribuyen los 9 electrodos que cubrirán la región occipital del cerebro.

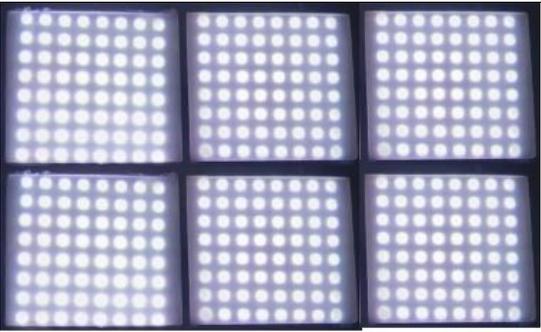
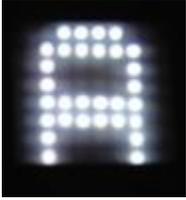
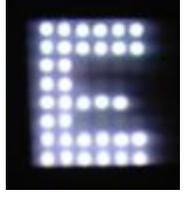
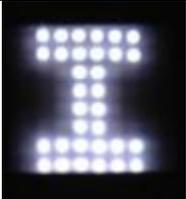
Se hace la experimentación con 10 sujetos y se divide en 2 sesiones, cada una con una duración aproximada de 3 horas. La experimentación se realizó en función de 8 variables y cada prueba tuvo una duración de 10 s. Para cada valor de variable se realizaron 5 pruebas de 10 s con la finalidad de tener 50 s de grabación de las señales EEG por cada usuario. A cada sujeto participa en 265 pruebas con una duración de 10 s cada uno. El resumen de las pruebas realizadas está en la tabla 3.

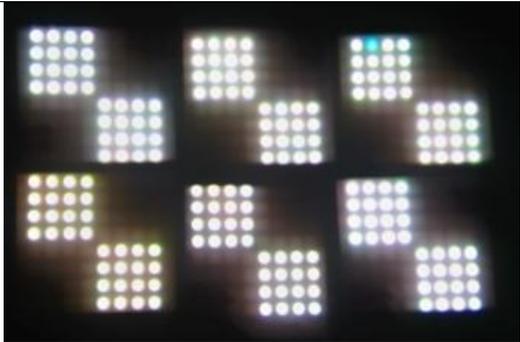
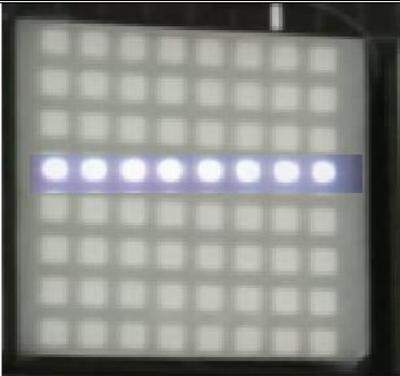
<b>Variables:</b>	<b>Experimento realizado.</b>
Descripción General	Se trabajó en función de 8 variables de control, 6 de ellas se controlan desde la aplicación de software informático y las de (distancia entre fuentes y distancia al objeto) se hará de manera manual. Se realiza la variación de cada parámetro de manera individual y esta medición será insumo para la prueba con la siguiente variable; la cual se llevara a cabo con los sujetos experimentales. Cada prueba se realiza con una duración de 10 s con descanso de 30 s a 60 s.
Frecuencia (v1)	Se utiliza una matriz con los 64 leds encendidos y se propone un barrido de frecuencias de 4 a 39 Hz en pasos de 5 Hz, color blanco y luminosidad 125 lm. 4 Hz, 9 Hz, 14 Hz, 19 Hz, 24 Hz, 29Hz, 34Hz, 39Hz.

<p>Distancia del sujeto al estímulo (v2)</p>	<p>Se utilizara una matriz con los 64 leds encendidos a la Frecuencia (v1) obtenida de la prueba anterior y se propone un cambio en la distancia del sujeto al estímulo (v2) desde 50cm a 140 cm realizando variaciones de 30 cm, realizando la prueba 3 veces durante 10 s cada prueba. 50 cm, 80 cm, 110 cm, 140 cm</p>																						
<p>Luminancia (v3)</p>	<p>Se utilizó una matriz con los 64 leds encendidos a la Frecuencia (v1) con mejor medición (en términos de densidad espectral) y la distancia del sujeto al estímulo (v2) de la misma forma. Se propone un barrido de luminosidad (v3) de 1 lm a 127 lm con variación de 18 lm. 1 lm, 19 lm, 37 lm, 55 lm, 73 lm, 91 lm, 109 lm, 127 lm.</p>																						
<p>Color (v4)</p>	<p>Se utilizó una matriz con los 64 leds encendidos a una Frecuencia (v1), luminancia (v2) y distancia del sujeto al estímulo (v3) con valores fijo y se realizó un cambio de color (v4) realizando las pruebas cada 10 s. Los colores utilizados se pueden ver a continuación:</p> <table border="1" data-bbox="378 871 1421 1820"> <tr> <td data-bbox="378 871 812 1066">Blanco</td> <td data-bbox="812 871 1019 1066"></td> <td data-bbox="1019 871 1214 1066"></td> <td data-bbox="1214 871 1421 1066"></td> </tr> <tr> <td data-bbox="378 1066 812 1255">Rojo</td> <td data-bbox="812 1066 1019 1255"></td> <td data-bbox="1019 1066 1214 1255"></td> <td data-bbox="1214 1066 1421 1255"></td> </tr> <tr> <td data-bbox="378 1255 812 1434">Verde</td> <td data-bbox="812 1255 1019 1434"></td> <td data-bbox="1019 1255 1214 1434"></td> <td data-bbox="1214 1255 1421 1434"></td> </tr> <tr> <td data-bbox="378 1434 812 1623">Azul</td> <td data-bbox="812 1434 1019 1623"></td> <td data-bbox="1019 1434 1214 1623"></td> <td data-bbox="1214 1434 1421 1623"></td> </tr> <tr> <td data-bbox="378 1623 812 1820">Amarillo</td> <td data-bbox="812 1623 1019 1820"></td> <td data-bbox="1019 1623 1214 1820"></td> <td data-bbox="1214 1623 1421 1820"></td> </tr> </table>			Blanco				Rojo				Verde				Azul				Amarillo			
Blanco																							
Rojo																							
Verde																							
Azul																							
Amarillo																							

	Magenta	
	Naranja	
Distancia entre fuentes (v5)	<p>Se utilizó dos matrices cada una con los 64 leds encendidos a una Frecuencia (v1), luminancia (v2), color (v3) y distancia al estímulo (v4) como constantes y se hizo un cambio de distancia entre las fuentes (v5) de la siguiente manera: desde 20 cm a 1 m en el eje horizontal y desde 20 cm hasta 40 cm en pasos de 20 cm:  20 cm horizontal, 40 cm horizontal, 60 cm horizontal, 80 cm horizontal, 100 cm horizontal, 20cm vertical, 40cm vertical. La variación se hace de manera manual y en las siguientes imágenes se puede observar el distanciamiento de las fuentes en el eje horizontal y en el vertical.</p> 	
Fase (v6)	<p>Se utilizó dos matrices con los 64 leds encendidos a una Frecuencia (v1), luminancia (v2), color (v3), distancia el sujeto al estímulo (v4) y distancia entre fuentes (v5) como constantes y se hizo un cambio de fase (v6) para dos matrices con los 64 leds encendidos realizando las pruebas con duración de 10 s.  45°, 90°, 135°</p>	
Número de fuentes (v7)	<p>Se realizó la prueba con las variables: Frecuencia (v1), luminancia (v2), color (v3), distancia el sujeto al estímulo (v4) y distancia entre fuentes (v5) con valor constante y se hace el cambio de numero de estímulos (v7) usando desde 1 a 384 leds de la siguiente manera:</p>	
	1 led. Cada matriz consta de 64 leds que se pueden programar, por tanto en esta prueba se usa uno solo de ellos encendido.	

4 leds		
16 leds		
36 leds		
64 leds		
128 leds. El tamaño de leds que contiene una matriz es de 64, por tanto para esta prueba se debe hacer uso de dos matrices en simultanea		
256 leds		

	<p>384 leds. Se usan las 6 matrices en simultánea.</p>	
<p>Figura geométrica (v8)</p>	<p>Se realizó la prueba con las variables: Frecuencia (v1), luminancia (v2), color (v3), distancia el sujeto al estímulo (v4), distancia entre fuentes (v5) y número de estímulos (v7) con valor constante; se hace la variación en 6 figuras geométricas y 2 patrones.</p>	<p>Letra A</p>  <p>Letra E</p>  <p>Letra I</p>  <p>Número 1</p> 

	Numero 2	
	Número 3	
	Patrón tablero Ajedrez	
	Patrón Línea deslizante	

*Tabla 3: Pruebas Realizadas.*

### 3.6 Recolección y clasificación de los datos:

Para la recolección de los datos acerca de la variable atención se aplicó en Cuestionario de Fallas cognitivas de forma virtual.

Para la recolección de las señales cerebrales se utilizó el método de potenciales evocados visuales, Se posicionaron 9 electrodos en el cuero cabelludo usando un método no invasivo y el sujeto experimental fue estimulado visualmente mediante leds parpadeantes.

Posteriormente el análisis del cuestionario se realizó en el Software Statistical Package for the Social Science (SPSS) 25 y para el análisis de las señales EEG se hizo por medio de un algoritmo de programación en el software Matlab.

- 1) Se registró la señal de EEG mientras el usuario miraba fijamente y sin parpadear al estímulo visual durante un tiempo de 10 s Ilustración 7.



Ilustración 7: Pruebas experimentales.

- 2) La señal de EEG registrada en este paso, se captura y se guarda en un archivo .mat por medio del programa Matlab, Ilustración 8:

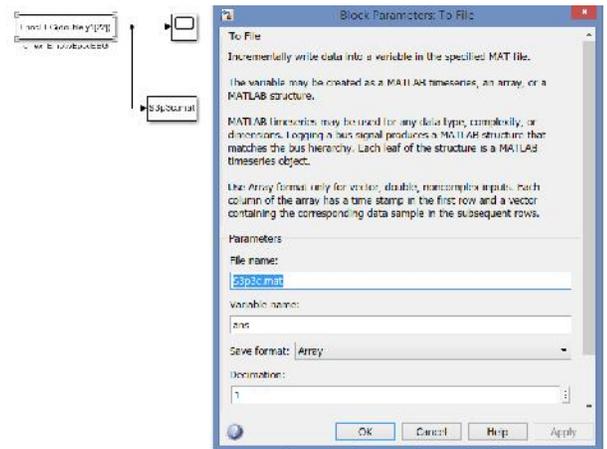


Ilustración 8: Grabación de las señales.

- 3) Debido a que algunos usuarios presentaron resequead en los ojos, se realiza una pausa durante un tiempo de 30 s a 1 minuto para descansar la vista preferiblemente con los ojos cerrados.
- 4) Se repitieron los pasos del uno al cuatro hasta obtener 5 señales base por cada una de las variables en cada una de los valores de dicha variable. En total para cada sujeto se tienen 265 pruebas discriminadas en la tabla 4:

Frecuencia (v1)	Distancia del sujeto a la fuente (v2)	Luminancia (v3)	Color (v4)	Distancia entre fuentes (v5)	Fase (v6)	Número de leds (v7)	Figura geométrica (v8)
40	20	40	35	35	15	40	40

Tabla 4: Consolidado pruebas experimentales.

- 5) Las pruebas se codificaron para organización de las mismas como se ve en la Ilustración 9 teniendo en cuenta la siguiente descripción: **S3f1a**

**S3** hace referencia a sujeto experimental 3, irían desde S1 a S10 ya que se experimentará con 10 sujetos.

**f** hace referencia a la prueba de Frecuencia (v1), y se san las siguientes convenciones: d (distancia del sujeto al estímulo (v2)), i (luminancia ((v3)), c (color (v4)), df (distancia entre fuentes (v5)), p (fase (v6)), t (número de fuentes (v7)) y fp (figura geométrica (v8)).

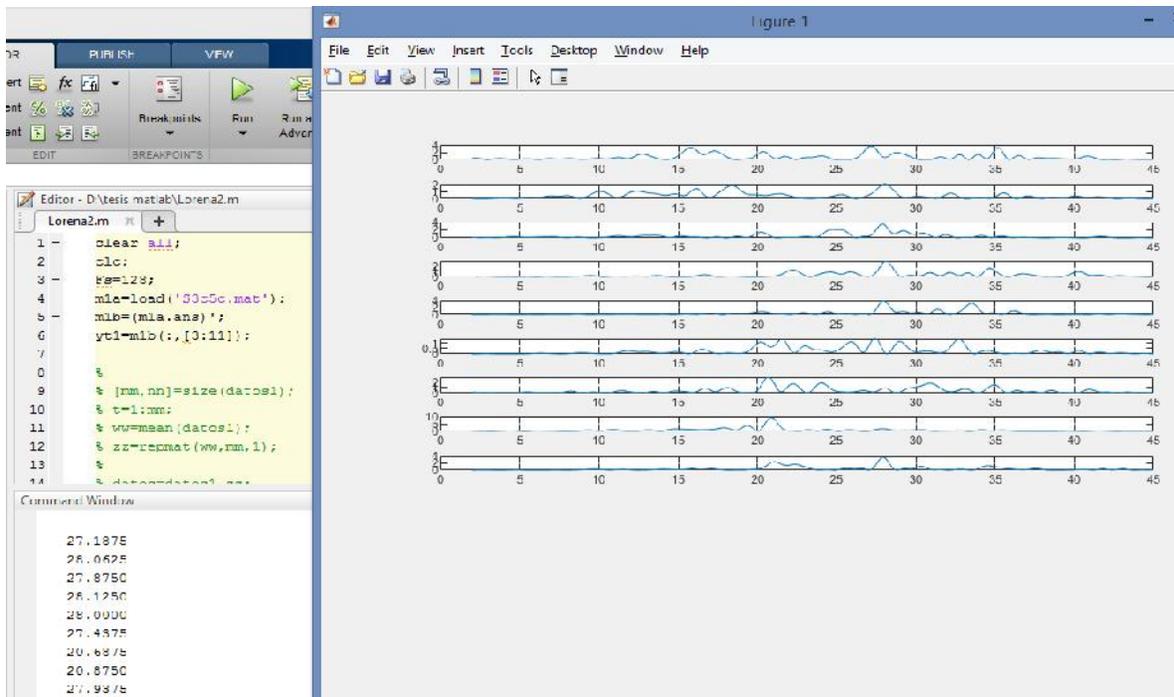
**f1** hace referencia a la Frecuencia (v1) 1 que sería de 4 Hz, este valor varía entre 3 y 8 dependiendo de los valores que toma cada variable.

**a** que se refiere a la prueba, esta letra varía entre a, b, c, d y e ya que son cinco pruebas de cada condición.

valor frecuencia	Codificación	valor distancia del sujeto a la fuente	Codificación	valor intensidad	Codificación	valor color	Codificación	valor distancia entre fuentes	Codificación	valor fase	Codificación	valor numero de leds	Codificación	valor figuras y patrones	Codificación
4 Hz	S9f1a	50 cm	S9d1a	1	S9i1a	Rojo	S9c1a	20cm h	S9df1a	45	S9p1a	1	S9t1a	numero 1	S9fp1a
4 Hz	S9f1b	50 cm	S9d1b	1	S9i1b	Rojo	S9c1b	20cm h	S9df1b	45	S9p1b	1	S9t1b	numero 1	S9fp1b
4 Hz	S9f1c	50 cm	S9d1c	1	S9i1c	Rojo	S9c1c	20cm h	S9df1c	45	S9p1c	1	S9t1c	numero 1	S9fp1c
4 Hz	S9f1d	50 cm	S9d1d	1	S9i1d	Rojo	S9c1d	20cm h	S9df1d	45	S9p1d	1	S9t1d	numero 1	S9fp1d
4 Hz	S9f1e	50 cm	S9d1e	1	S9i1e	Rojo	S9c1e	20cm h	S9df1e	45	S9p1e	1	S9t1e	numero 1	S9fp1e
9 Hz	S9f2a	80 cm	S9d2a	19	S9i2a	Verde	S9c2a	40 cm h	S9df2a	90	S9p2a	4	S9t2a	numero 2	S9fp2a
9 Hz	S9f2b	80 cm	S9d2b	19	S9i2b	Verde	S9c2b	40 cm h	S9df2b	90	S9p2b	4	S9t2b	numero 2	S9fp2b
9 Hz	S9f2c	80 cm	S9d2c	19	S9i2c	Verde	S9c2c	40 cm h	S9df2c	90	S9p2c	4	S9t2c	numero 2	S9fp2c
9 Hz	S9f2d	80 cm	S9d2d	19	S9i2d	Verde	S9c2d	40 cm h	S9df2d	90	S9p2d	4	S9t2d	numero 2	S9fp2d
9 Hz	S9f2e	80 cm	S9d2e	19	S9i2e	Verde	S9c2e	40 cm h	S9df2e	90	S9p2e	4	S9t2e	numero 2	S9fp2e
14 Hz	S9f3a	110cm	S9d3a	37	S9i3a	Azul	S9c3a	60cm h	S9df3a	135	S9p3a	16	S9t3a	numero 3	S9fp3a
14 Hz	S9f3b	110cm	S9d3b	37	S9i3b	Azul	S9c3b	60cm h	S9df3b	135	S9p3b	16	S9t3b	numero 3	S9fp3b
14 Hz	S9f3c	110cm	S9d3c	37	S9i3c	Azul	S9c3c	60cm h	S9df3c	135	S9p3c	16	S9t3c	numero 3	S9fp3c
14 Hz	S9f3d	110cm	S9d3d	37	S9i3d	Azul	S9c3d	60cm h	S9df3d	135	S9p3d	16	S9t3d	numero 3	S9fp3d
14 Hz	S9f3e	110cm	S9d3e	37	S9i3e	Azul	S9c3e	60cm h	S9df3e	135	S9p3e	16	S9t3e	numero 3	S9fp3e
19 Hz	S9f4a	140cm	S9d4a	55	S9i4a	Amarillo	S9c4a	80cm h	S9df4a			36	S9t4a	letra A	S9fp4a
19 Hz	S9f4b	140cm	S9d4b	55	S9i4b	Amarillo	S9c4b	80cm h	S9df4b			36	S9t4b	letra A	S9fp4b
19 Hz	S9f4c	140cm	S9d4c	55	S9i4c	Amarillo	S9c4c	80cm h	S9df4c			36	S9t4c	letra A	S9fp4c
19 Hz	S9f4d	140cm	S9d4d	55	S9i4d	Amarillo	S9c4d	80cm h	S9df4d			36	S9t4d	letra A	S9fp4d
19 Hz	S9f4e	140cm	S9d4e	55	S9i4e	Amarillo	S9c4e	80cm h	S9df4e			36	S9t4e	letra A	S9fp4e
24 Hz	S9f5a			73	S9i5a	Magenta	S9c5a	100cm h	S9df5a			64	S9t5a	letra E	S9fp5a
24 Hz	S9f5b			73	S9i5b	Magenta	S9c5b	100cm h	S9df5b			64	S9t5b	letra E	S9fp5b
24 Hz	S9f5c			73	S9i5c	Magenta	S9c5c	100cm h	S9df5c			64	S9t5c	letra E	S9fp5c
24 Hz	S9f5d			73	S9i5d	Magenta	S9c5d	100cm h	S9df5d			64	S9t5d	letra E	S9fp5d
24 Hz	S9f5e			73	S9i5e	Magenta	S9c5e	100cm h	S9df5e			64	S9t5e	letra E	S9fp5e
29 Hz	S9f6a			91	S9i6a	Naranja	S9c6a	20cmv	S9df6a			128	S9t6a	letra I	S9fp6a
29 Hz	S9f6b			91	S9i6b	Naranja	S9c6b	20cmv	S9df6b			128	S9t6b	letra I	S9fp6b
29 Hz	S9f6c			91	S9i6c	Naranja	S9c6c	20cmv	S9df6c			128	S9t6c	letra I	S9fp6c
29 Hz	S9f6d			91	S9i6d	Naranja		20cmv	S9df6d			128	S9t6d	letra I	S9fp6d
29 Hz	S9f6e			91	S9i6e	Naranja		20cmv	S9df6e			128	S9t6e	letra I	S9fp6e
34 Hz	S9f7a			109	S9i7a			40 cm v	S9df7a			256	S9t7a	aje	S9fp7a
34 Hz	S9f7b			109	S9i7b			40cm v	S9df7b			256	S9t7b	aje	S9fp7b
34 Hz	S9f7c			109	S9i7c			40cm v	S9df7c			256	S9t7c	aje	S9fp7c
34 Hz	S9f7d			109	S9i7d			41 cm v	S9df7d			256	S9t7d	aje	S9fp7d
34 Hz	S9f7e			109	S9i7e			40cm v	S9df7e			256	S9t7e	aje	S9fp7e
39 Hz	S9f8a			127	S9i8a							384	S9t8a	patron	S9fp8a
39 Hz	S9f8b			127	S9i8b							384	S9t8b	patron	S9fp8b
39 Hz	S9f8c			127	S9i8c							384	S9t8c	patron	S9fp8c
39 Hz	S9f8d			127	S9i8d							384	S9t8d	patron	S9fp8d
39 Hz	S9f8e			127	S9i8e							384	S9t8e	patron	S9fp8e

Ilustración 9: Codificación pruebas experimentales.

- 6) Cuando se realizan las 40 pruebas de la variable Frecuencia (v1) con el sujeto se procede inmediatamente a en análisis desde el programa Matlab Ilustración 10 del cual extraemos la gráfica en donde se evidencia la frecuencia central captada en cada muestreo de 1 s:



*Ilustración 10: Análisis de Señales EEG*

En este caso se cargó el archivo para el sujeto 3 color 5 que hace referencia al color magenta y prueba c, la Frecuencia (v1) de trabajo para este sujeto es de 29 Hz, como se evidencia en la gráfica frecuencia vs densidad espectral con 9 muestras que equivalen a los 10 s tomados de prueba. Entonces se busca los datos que estén en esta Frecuencia (v1)  $\pm$  2.5 Hz. Para este caso se tienen 7 veces que el programa en Matlab detecta la señal cerebral tomada a esta frecuencia.

Primero se inicia con la prueba de frecuencia en la cual se evaluó la frecuencia de conmutación de un estímulo visual que provoca el SSVEP con mayor amplitud. En esta prueba se evaluaron los SSVEP provocados por las frecuencias de conmutación del estímulo visual de: 4, 9, 14, 19, 24, 29, 34 y 39 Hz. El área de estimulación utilizada en esta prueba fue de 6.5 cm<sup>2</sup>, con un estímulo visual que conmutaba entre los colores blanco y negro. Para el análisis de los resultados de esta prueba se analizó la Frecuencia (v1) para la cual la interfaz BCI detecta la frecuencia en un rango de 2.5Hz por debajo y por encima de la frecuencia de estimulación. En la Ilustración 11 se puede apreciar la base del análisis que se realiza para escoger el valor de v1, allí se ve la curva que describe la amplitud de la señal cerebral en el Rango 0 Hz a 45 Hz. LA grafica está compuesta por 9 ventanas que corresponden cada una a una muestra de 1 segundo de cada prueba realizada.

Para esta prueba se tomó una frecuencia de estimulación de 34 Hz y el análisis grafico consiste en identificar la cantidad de veces que el programa en MATLAB identifica este valor como un valor máximo a lo largo de la gráfica.

## Frecuencia Vs Amplitud

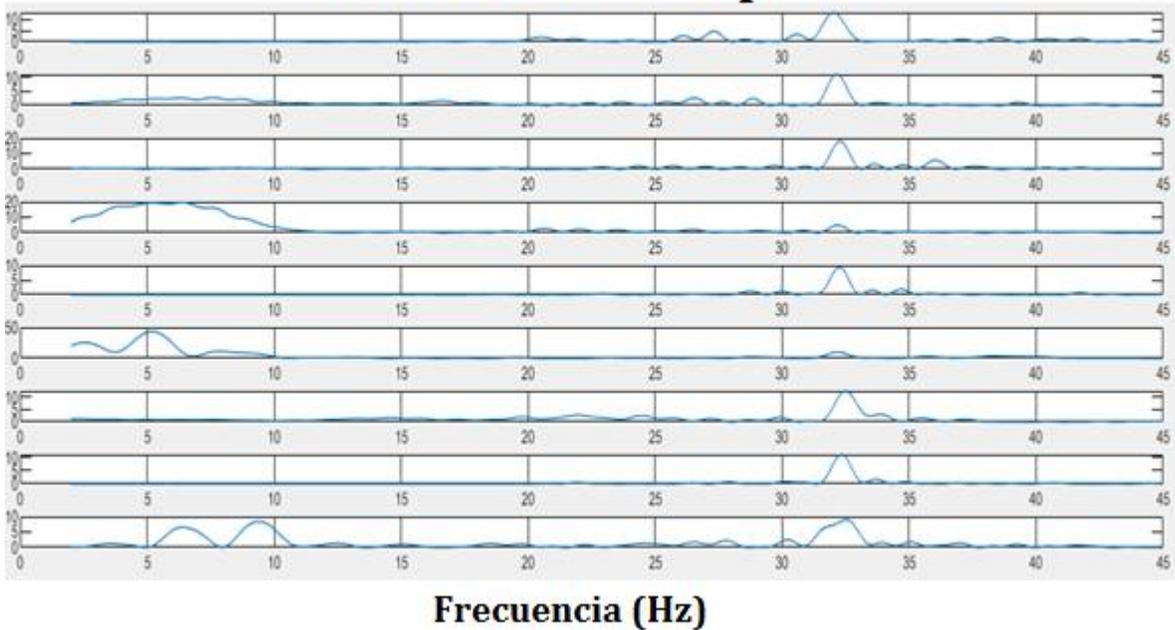


Ilustración 11: Grafica en MATLAB de barrido de Frecuencia Vs Amplitud.

- 7) Para facilitar el conteo de los puntos máximos los datos de la gráfica se condensan en la tabla 5:

# Ventana	Valor de Potencia
1	32.0000
2	32.1250
3	32.3125
4	6.4375
5	32.2500
6	5.1875
7	32.5000
8	32.3125
9	32.5625

Tabla 5: Conteo de los puntos máximos de la gráfica de Frecuencia.

En la tabla anterior se puede ver que para la ventana 4 y 6 de la prueba el valor de frecuencia estuvo fuera del rango de la frecuencia de estimulación (34 Hz) pero en las ventanas 1, 2, 3, 5, 7, 8 y 9 si se logra la detección adecuada de la frecuencia central teniendo en cuenta el rango  $\pm 2.5$  Hz mencionado en el punto 7. Este proceso se realiza con las 5 repeticiones realizadas para cada prueba y se exportan los datos a Excel.

- 8) El conteo de los datos se realiza en Excel como se muestra en la tabla 6 y se totaliza para saber cuál es la puntuación más alta.

FRECUENCIA (V1)	# VECES QUE LA INTERFAZ LO RECONOCE
4 HZ	0
9 HZ	0
14 HZ	0
19 HZ	1
24 HZ	13
29 HZ	17
<b>34 HZ</b>	<b>32</b>
39 HZ	2

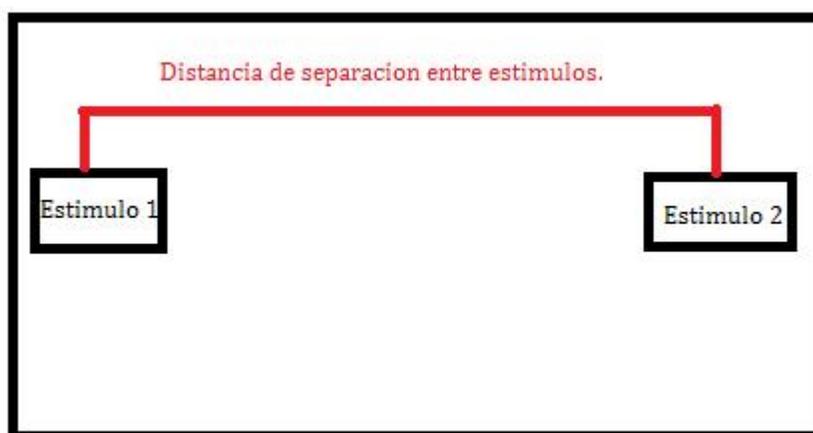
Tabla 6: Prueba Frecuencia (v1) sujeto 1.

Para este sujeto por ejemplo la frecuencia de trabajo debería ser 34 Hz ya que fue con esta estimulación que el sistema tendría una eficacia del 71 % en el reconocimiento de la misma atendiendo a la fórmula:

$$Eficacia = \frac{\# \text{ veces que se hace el reconocimiento}}{\# \text{ total de ventanas}} = \frac{32}{45}$$

- 9) Luego esta información será el insumo para el estímulo visual que se usará en la siguiente prueba que sería la de distancia del sujeto a la fuente (v2),
- 10) La prueba de “Evaluación de la distancia al estímulo visual” se realizó para determinar la distancia a la que el sujeto debe estar ubicado para que se genere el SSVEP óptimo para su uso en la BCI. En la prueba de evaluación del SSVEP provocado por diferentes distancias al estímulo se evaluaron las distancias 50, 80, 110 y 140 cm. La Frecuencia (v1) de estimulación utilizada en todas las pruebas de distancias al estímulo dependió de los resultados para cada uno de los sujetos que se dio en la prueba anterior, ya que como se demostró en la prueba de “Evaluación de la Frecuencia de estimulación” que esta frecuencia es la que produce la mejor detección. Los colores a los que conmuta el estímulo visual fueron el blanco y el negro.
- 11) La prueba de “Evaluación de la Luminancia” se realizó para determinar el valor de luminancia de un estímulo visual que provoque el SSVEP óptimo para su uso en la BCI. En la prueba de evaluación del SSVEP provocado por diferentes luminancia es de estimulación se evaluaron los valores de 1, 19, 37, 55, 73, 91, 109, 127 (estos valores están representados en una escala de 0 a 127, siendo 0 ausencia de luz y 127 el valor lumínico más alto). La frecuencia de estimulación y la distancia del sujeto al estímulo visual, variaron entre los sujetos dependiendo de las pruebas anteriores.

- 12) Una de las principales desventajas de las BCI basadas en SSVEP, es la fatiga visual de los usuarios provocada por la visualización de estímulos visuales que conmutan a frecuencias menores a 24 Hz. Un método que puede ser utilizado para evitar la fatiga visual en estas BCI, es que el estímulo visual conmute entre colores. Es por esta razón que esta prueba se evaluó a los SSVEP provocados por estímulos visuales que conmutan entre dos colores. Esta prueba se realizó con un solo estímulo visual con un área de 6.5 cm<sup>2</sup> conmutando a una frecuencia acorde con los resultados de cada sujeto.
- 13) Para determinar el intervalo ideal de separación a la que podrían estar dos estímulos visuales con un área de 6.5 cm<sup>2</sup>, se desarrolló la interfaz de la Ilustración 12. Esta interfaz tiene dos áreas de estimulación visual, las cuales conmutan entre los colores blanco y negro a las frecuencias correspondientes a cada sujeto.



*Ilustración 12: Prueba de distancia de separación entre estímulos.*

Los intervalos de separación entre las áreas de estimulación evaluadas fueron: 20cm, 40cm, 60 cm, 80 cm y 100 cm, para el eje vertical; mientras que para el horizontal fueron de 20cm y 40 cm.

- 14) Para determinar el valor de la diferencia de la fase a la que podrían conmutar dos estímulos visuales se usaron los valores: 45°, 90° y 135°. En esta prueba se consideró como la señal de EEG estimulada a la señal de EEG obtenida mientras el usuario miraba hacia el centro del tablero de estimulación con dos estímulos conmutando.
- 15) La prueba de “Evaluación del número de estímulos” se realizó para determinar el número de estímulos visuales que provoque el SSVEP óptimo para su uso en la BCI.
- 16) En la prueba de evaluación del SSVEP provocado por diferentes números de estímulos se evaluaron los valores: 1 led, 4 leds, 6 leds, 36 leds, 64 leds, 128 leds, 256 leds y 384 leds. Los colores a los que conmuta el estímulo visual fueron el blanco y el negro, teniendo en cuenta los resultados de la prueba de color

Para evaluar la influencia que puede tener la forma de un estímulo visual en la provocación de un SSVEP se evaluaron los SSVEPs provocados por un área de estimulación de 6.5 cm<sup>2</sup> con las siguientes formas: número 1, número 2, número 3, letra A, letra E y letra I. Estas conmutaban entre los colores, blanco y negro.

17) Otro de los estímulos utilizados para provocar un SSVEP, son los estímulos visuales con patrones; para esta investigación se usaron dos de ellos, uno de ajedrez y el otro una línea horizontal deslizante hacia abajo. Esta prueba se realizó con la finalidad de evaluar si producía un SSVEP con mayor amplitud que un SSVEP provocado por la Conmutación de un estímulo visual.

Las áreas de los patrones de estimulación de los estímulos evaluados fueron de 6.5 cm<sup>2</sup> y la frecuencia de conmutación de 34 Hz

18) Cada variable es insumo para la siguiente prueba, la de frecuencia será insumo de la prueba de distancia, esta para la de intensidad (v3) y así sucesivamente hasta construir un perfil de variables completos (Tabla 7) para un sujeto que garantice el mejor estímulo visual medido en términos de densidad espectral.

FRECUENCIA	EFICACIA	DISTANCIA	EFICACIA	INTENSIDAD	EFICACIA	COLOR	EFICACIA	DISTANCIA FUENTE	EFICACIA	FASE	EFICACIA	# FUENTES	EFICACIA	FIGURA	EFICACIA
4 HZ	0,0	50 cm	48,9	1	31,1	Blanco	71,1	20 cm horizontal	35,6	45 grados	33,3	1 led	33,3	1	48,9
9 HZ	0,0	80 cm	71,1	19	46,7	Roj o	22,2	40 cm horizontal	33,3	90 grados	28,9	4 leds	26,7	2	48,9
14 HZ	0,0	110 cm	51,1	37	42,2	Verde	26,7	60 cm horizontal	26,7	135 grados	17,8	16 leds	35,6	3	48,9
19 HZ	2,2	140 cm	46,7	55	57,8	Azul	33,3	80 cm horizontal	37,8			36 leds	64,4	A	42,2
24 HZ	28,9			73	51,1	Amarillo	6,7	100 cm horizontal	24,4			64 leds	71,1	E	37,8
29 HZ	37,8			91	60,0	Magenta	4,4	20 cm vertical	26,7			128 leds	31,1	I	51,1
34 HZ	71,1			109	57,8	Naranja	13,3	40 cm vertical	22,2			256 leds	33,3	AJEDREZ	28,9
39 HZ	4,4			127	64,4							384 leds	15,6	LÍNEA DESLIZANTE	35,6

Tabla 7: Resumen de pruebas del sujeto experimental 1

En el caso del sujeto 1 los resultados por variable serian:

Frecuencia = 34 Hz

Luminosidad = 127 lum

Distancia del sujeto a la fuente = 80 cm

Color = Blanco

Distancia entre fuentes = 20 cm horizontal.

Patrón = línea Deslizante

Fase = 45°      Numero de fuentes = 64 leds

Figura geométrica = Letra I

#### 4. Diseño sistema experimental.

Este capítulo está en correspondencia con el primer objetivo específico de este trabajo: “Diseñar una unidad de entrenamiento visual que permita la variación de los parámetros: Frecuencia ( $v_1$ ), distancia del sujeto al estímulo, luminancia, color, distancia entre fuentes, fase, número de fuentes y Figura geométrica; del estímulo visual.”. En este capítulo se describe el funcionamiento del circuito con el que se realiza el acondicionamiento de los PEVEE, así como también se presenta la configuración del análisis de las pruebas.

En la Ilustración 13 se puede visualizar el diagrama de bloques del sistema en general.

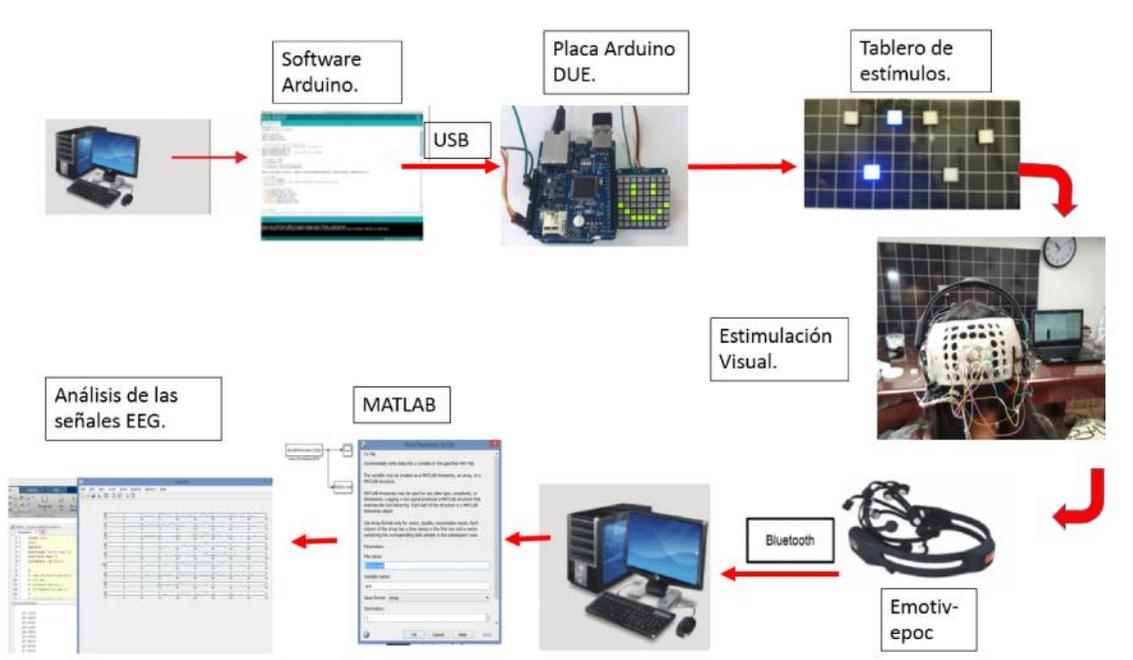
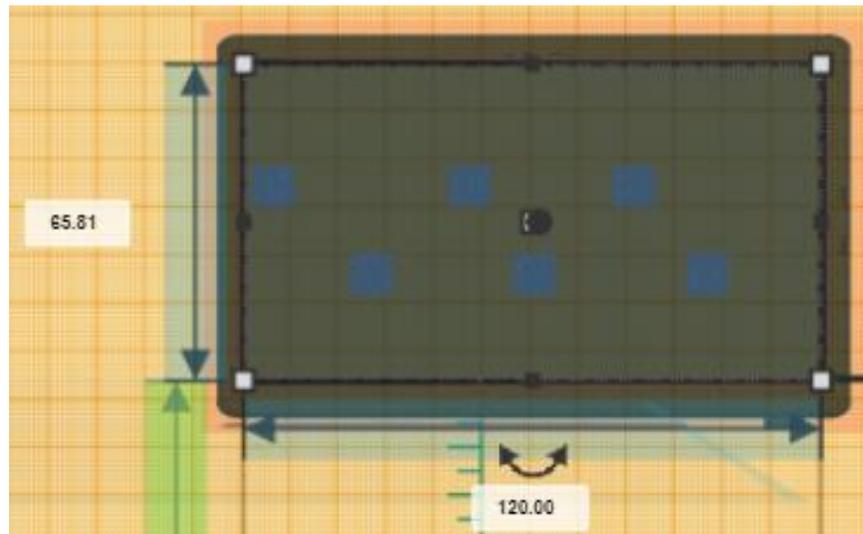


Ilustración 13: Diagrama de bloques sistema experimental.

Desde el Software de Arduino se envían los comandos de control; dependiendo de la prueba (Frecuencia ( $v_1$ ), luminancia, color, fase, número de fuentes, figura geométrica del estímulo y patrón) a la placa de Arduino por medio de una conexión USB desde el PC.

Luego por medio alámbrico se envía los datos serial mente a las 6 matrices LED RGB, cada una de tamaño 6.5 cm\* 6.5 cm; las cuales están ubicadas sobre un tablero magnético de tamaño 70 cm x 120 cm, diseñado de tal forma que las matrices se adhieran al mismo, para ello cada matriz está compuesta de un imán y una carcasa para facilitar su ubicación manualmente, dependiendo de la distancia necesaria entre ellas; el tablero está construido en una base metálica adherido a un tablero en acrílico que tiene una cuadrícula impresa de

a 10 cm (cuadrícula de línea gruesa) y a su vez 1 cm (cuadrícula de línea delgada) Ilustración 14.



*Ilustración 14: Diseño tablero magnético.*

El proceso de Estimulación inicia cuando se verifica el correcto funcionamiento de las matrices y la recepción de las señales cerebrales en el PC.

El dispositivo Emotiv EPOC, es un EEG portátil que cuenta con 14 electrodos: AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P7, P8, T7, T8, O1, O2 y otros dos sensores adicionales que sirven como canales de referencia. Antes de usar, todos los sensores deben mojarse con una gran cantidad de solución salina, ver que el botón detrás del casco esté en azul pues indicará que tiene buen nivel de batería y por ultimo conectar el modulo Bluetooth para la comunicación con el computador. En la tabla 8 pueden verse las especificaciones de este dispositivo.

	EEG HEADSET
Number of channels	14 (plus CMS/DRL references, P3/P4 locations)
Channel names (International 10-20 locations)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Sampling method	Sequential sampling. Single ADC
Sampling rate	128 SPS (2048 Hz internal)
Resolution	14 bits 1 LSB = 0.51 $\mu$ V (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded)
Bandwidth	0.2 - 45Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz
Filtering	Built in digital 5th order Sinc filter
Dynamic range (input referred)	8400 $\mu$ V (pp)
Coupling mode	AC coupled
Connectivity	Proprietary wireless, 2.4GHz band
Power	LiPoly
Battery life (typical)	12 hours
Impedance Measurement	Real-time contact quality using patented system

*Tabla 8: Especificaciones Técnicas del Emotiv EPOC.*

El EMOTIV se ubica en el cuero cabelludo de los sujetos por medio de un casco en silicona diseñado para captar las señales del lóbulo occipital.

Por medio de un dispositivo Bluetooth se envían las señales desde el Emotiv al PC en el cual se verifica el correcto posicionamiento de los electrodos y se procede a hacer la grabación.

A continuación desde el módulo SIMULINK de MATLAB se hace la grabación de la señal y se guarda en un archivo con formato. Mat para el procesamiento previo.

Por último se procede a realizar el procesamiento y análisis de las señales en el software MATLAB con el fin de encontrar el parámetro de eficacia del sistema BCI.

A continuación se realiza la descripción del programa desarrollado en el Software Arduino

#### 4.1 Interfaz de control en arduino.

El programa desarrollado en el Software Arduino se usa como una unidad de interfaz para controlar el estímulo visual, a través del control de 6 matrices LED RGB de referencia WS2812. Cada matriz está compuesta de un arreglo de 8 x 8 leds RGB interconectados entre sí, su alimentación es de 5VDC, tiene un consumo de 18 mA y tiene cuatro pines de control: Voltaje+, Tierra, Datos de entrada y Datos de Salida. Cada LED es direccionable ya que el chip del controlador está dentro del LED y el color de cada uno es muy uniforme incluso de el voltaje varia.

El control de la matriz se realizó con dos librerías llamadas Adafruit neo pixel y Adafruit neomatrix, estas bibliotecas, escritas por Adafruit pueden controlar una serie de LEDs WS2812.

A continuación se encuentra el flujograma de ejecución de las pruebas de estímulos visuales (Ilustración 15) desarrolladas desde el Software de Control Arduino. Adicional algunos parámetros que se necesitan como datos de entrada son analizados previamente en el Software MATLAB, en el grafico se pueden diferenciar los procesos que realizan Arduino y los que realiza MATLAB.

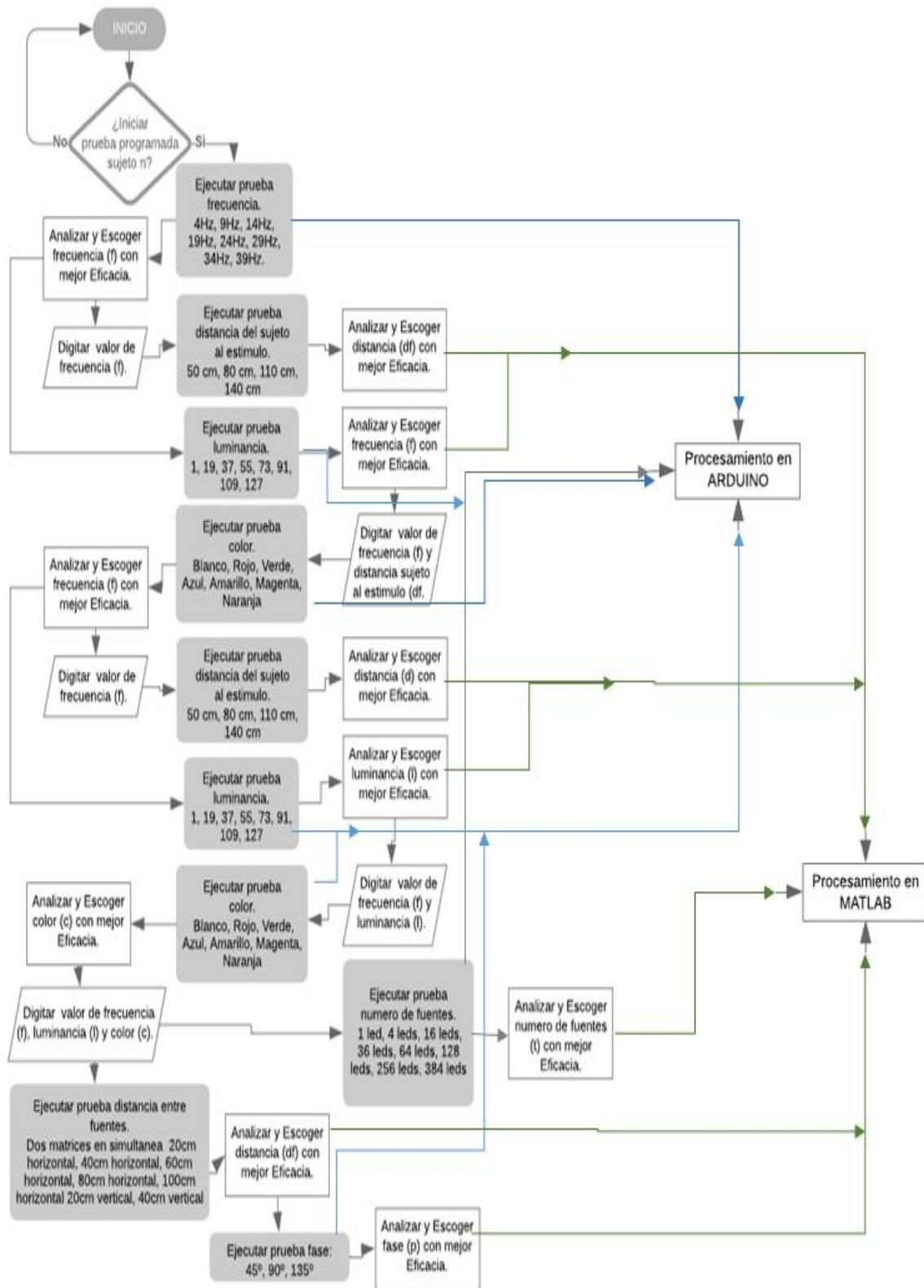


Ilustración 15: Flujograma Control de los estímulos visuales desde Arduino.

#### 4.2 Interfaz de grabación de señales en simulink (Matlab)

Antes de grabar la señal de EEG, se deben tener las siguientes condiciones: Comunicación entre el computador y el dispositivo EMOTIV EPOC por medio de Bluetooth y electrodos posicionados correctamente de tal forma que transmitan correctamente las señales EEG, para ello se utilizó un software de Emotiv llamado "Panel de control de Emotiv" Ilustración 16.

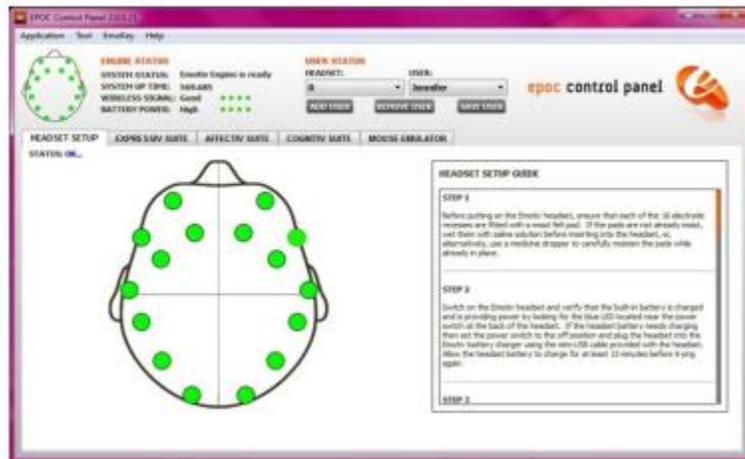


Ilustración 16: Control panel para ver el estado de los sensores

El diagrama de bloques de la grabación de las señales se encuentra en la Ilustración 17:

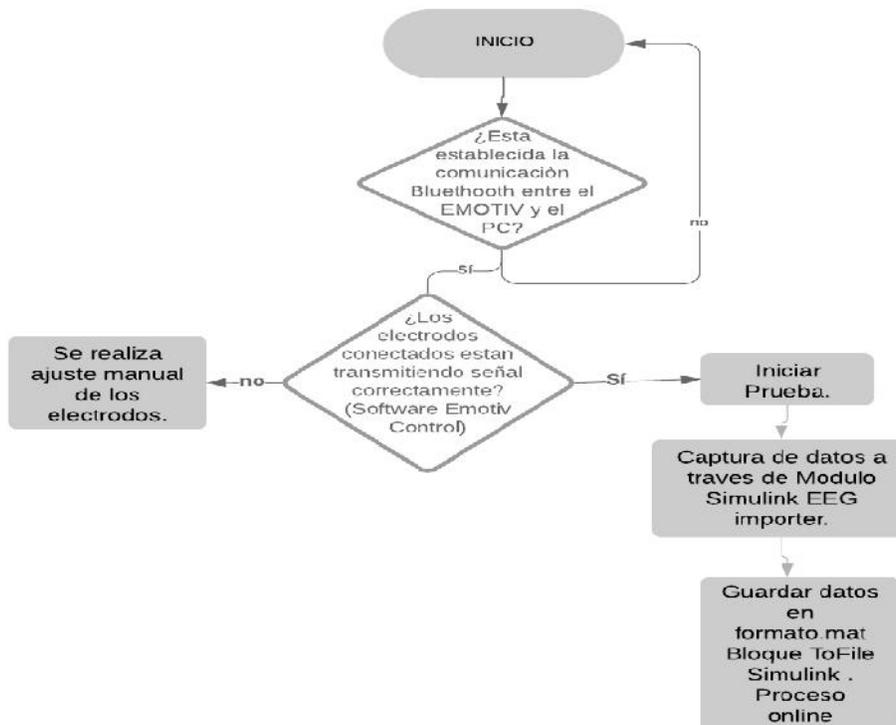


Ilustración 17: Sistema de Grabación de las señales EEG.

Para recopilar los datos, se utilizó un software de Emotiv llamado "EPOC Simulink EEG Importer", Este software desarrollado a partir de Emotiv permitió recopilar datos EEG sin procesar del dispositivo EPOC y luego guardar los datos en formato Matlab (.mat). Este paquete permite al usuario recopilar datos de EEG a través de Simulink en el entorno de Matlab automáticamente. Este paquete también es muy fácil de usar. Primero, se ejecuta el archivo EPOC-Simulink Signal Server Ilustración 18 para conectar los auriculares al Simulink como se muestra en la Ilustración. Después de establecer la conexión, se guardan las señales desde Simulink como se ve en la Ilustración 19.



Ilustración 18: Modulo EPOC-Simulink Signal Server para adquisición de datos

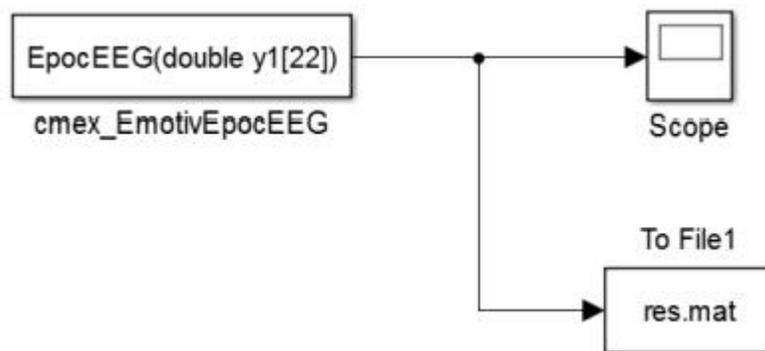


Ilustración 19: Modulo para grabación de señales en Simulink.

#### 4.3 Interfaz de extracción de características en Matlab.

Una vez se tienen los archivos guardados se procede a la extracción de las características fundamentales y su clasificación, En esta fase, se realizan transformaciones de señal relevantes para convertir los datos del dominio del tiempo en el dominio de la frecuencia

para la extracción de características, el diagrama de esta fase se puede ver en la Ilustración 20:



Ilustración 20: Diagrama extracción de las características en MATLAB.

EL primer paso es cargar el archivo al software MATLAB, luego se debe ubicar el electrodo a analizar, dependiendo de los electrodos usados para la prueba en cada sujeto. La frecuencia de muestreo se fija en 128 Hz ya que responde a la frecuencia de muestreo del EMOTIV.

Para facilitar la visualización y el procesado de señales EEG se suelen utilizar filtros con la finalidad de reducir el ruido existente. A nivel de ruido no fisiológico, se puede observar que hay una componente DC propia del dispositivo EMOTIV. Para filtrar este tipo de ruido se utilizan filtros paso-alto con frecuencia de corte entre 0.5 y 1 Hz para eliminar actividades de muy baja frecuencia tales como las señales electro galvánicas de los electrodos o artefactos de movimiento. También se debe aplicar un filtro paso-bajo con frecuencia de corte entre 40 Hz para evitar artefactos de elevada frecuencia. Para evitar los ruidos de 60Hz producidos por la red eléctrica se pueden usar filtros notch.

La señal grabada se divide en ventanas de 1 segundo. Así, para cada prueba de 10 s se generaron 10 ventanas y como se realizaron 5 repeticiones por cada prueba se tiene un total de 50 ventanas.

Para la etapa de extracción de características, se pueden investigar diferentes características de modelos paramétricos estadísticos, basados en la Transformada Rápida de Fourier (FFT) y densidad de potencia espectral (PSD) para cada uno de los sujetos. Las características basadas en FFT incluyen dos tipos de características: amplitud y frecuencia. Primero se realiza la FFT de la señal EEG, y luego se selecciona como característica un valor de frecuencia de la FFT. El valor de la frecuencia seleccionada es el parámetro de este tipo de estrategia de extracción de características, que debe determinarse de forma específica para cada sujeto. Para este propósito, se calcula la eficacia para diferentes números de frecuencias seleccionadas y se selecciona el valor de eficacia asociado con el número de pruebas en total para cada variable. Para determinar este rango de banda de frecuencia específica del sujeto se estima analizando la PSD de cada prueba.

La función de densidad espectral de potencia, es una función matemática que nos muestra cómo está distribuida la potencia o la energía sobre las distintas frecuencias de las que está formada su espectro B. Schack y G. Witte, (1993). En otras palabras, muestra en qué frecuencias las variaciones son fuertes y en qué frecuencias las variaciones son débiles. El cálculo de las características espectrales mediante la función PSD se realiza directamente con la transformada rápida de Fourier o FFT.

$$PSD = \frac{FFT^* EEG \times FFT (EEG)}{p^2}$$

Donde  $p$  es el número de muestras de la ventana temporal,  $FFT (EEG)$  denota la transformada rápida de Fourier y  $FFT^* (EEG)$  es el complejo conjugado.

## 5. Análisis de resultados

El estudio se realizó con 10 sujetos experimentales, ubicados todos en la ciudad de Bogotá, cuya edad varía entre los 21 y 41 años, los hombres representan un 50% y las mujeres un 50% de la población. Con diferentes niveles de formación académica. Los datos se encuentran en la siguiente clasificación según el porcentaje obtenido en el nivel educativo. Sujetos con nivel de *Postgrado* (50%), *Profesional* (10%), *Tecnólogo* (30%) y *Bachiller* (10%), estos datos determinan que la mayoría de los sujetos que participaron de la investigación tienen un nivel educativo de Postgrado. (Ver tabla 9)

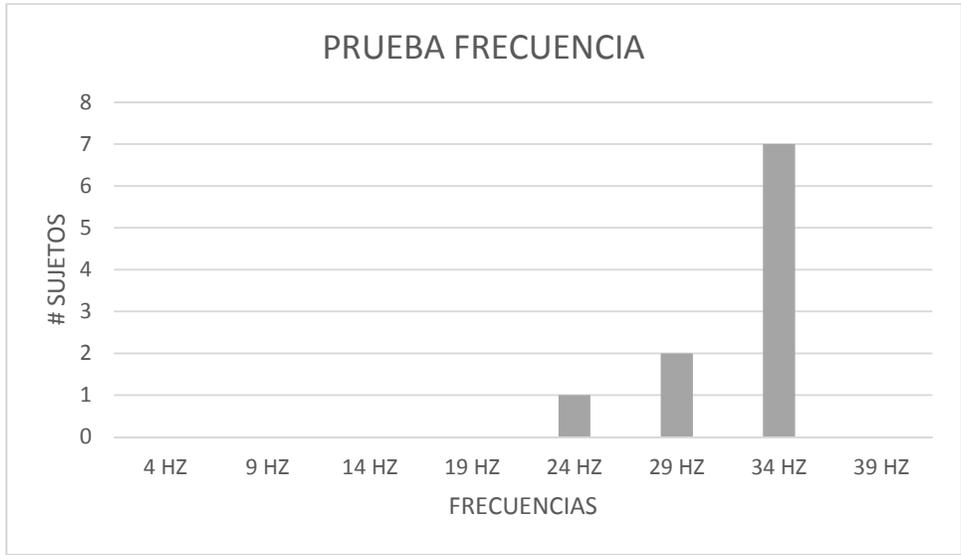
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	"Bachiller"	1	10,0	10,0	10,0
	"Tecnólogo"	3	30,0	30,0	40,0
	"Profesional"	1	10,0	10,0	50,0
	"Postgrado"	5	50,0	50,0	100,0
	Total	10	100,0	100,0	

Tabla 9: Nivel profesional de los sujetos experimentales.

El eficacia de BCI para cada sujeto se evaluó calculando el porcentaje del número de veces en las cuales el valor de la densidad espectral fue máxima en determinada Frecuencia ( $v_1$ ) de estimulación, el rendimiento general de BCI se da en las Tabla 8. Todos los sujetos pudieron completar todas las pruebas y a continuación se hace una descripción de cada una.

### 5.1 Influencia de la Frecuencia ( $v_1$ ) del estímulo visual en la detección de los SSVEP.

Los resultados obtenidos se muestran en la Ilustración 21 en donde se demostró los SSVEP que presentan mayor amplitud y que son seleccionados por la BCI tienden a estar en el rango 29 a 34 Hz. Lo cual tiene sustento en las investigaciones realizadas por Zhang y col. (2006) quienes concluyeron que la frecuencia adecuada de estimulación fue 26 a 33 Hz. De igual forma Diez, Müller, Mut, Laciari, Avila, Bastos-Filho, & Sarcinelli-Filho. (2013) han trabajado a altas frecuencias (37, 38, 39 y 40 Hz), llegando a la conclusión de que estas frecuencias son las más adecuadas para trabajar porque generan menos fatiga visual en los sujetos.

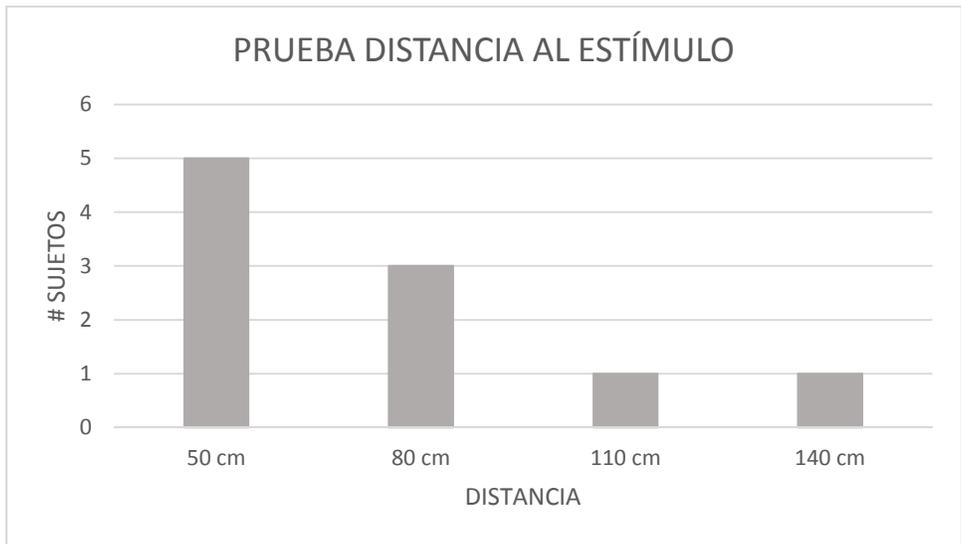


*Ilustración 21: Análisis Prueba Frecuencia (v1). Sujeto 1.*

**5.2 Influencia de la distancia del sujeto al estímulo visual (v2) en la detección de los SSVEP.**

Los resultados obtenidos al evaluar el número de detecciones de la BCI se encuentran graficados en la Ilustración 22, en donde se demostró que en general los SSVEP que presentan mayor amplitud y que son seleccionados por la BCI se encuentran cuando los sujetos se sitúan a una distancia de 50 cm, hallando sustento a este resultado si se piensa en que entre más cerca se este del estímulo visual el campo de visión es más cerrado y así mismo se tiene cubrimiento en la mayor parte de la retina visual.

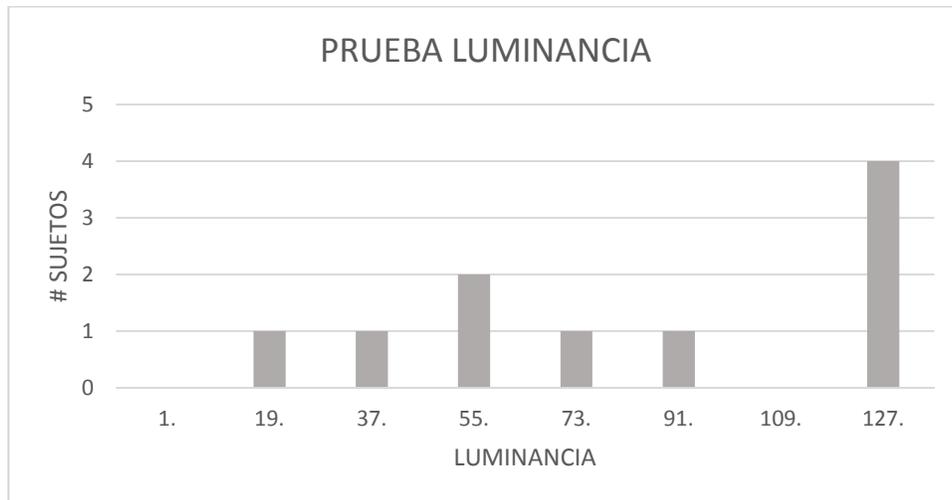
También se puede evidenciar que a medida que se alejan los sujetos de la fuente se disminuye el número de sujetos que consiguen su máxima eficacia.



*Ilustración 22: Análisis Prueba Distancia al estímulo.*

### 5.3 Influencia de la luminancia del estímulo visual en la amplitud de los SSVEP.

Los resultados obtenidos al evaluar el número de detecciones de la BCI se encuentran graficados en la Ilustración 23 en donde se demostró que para este sujeto los SSVEP que presentan mayor amplitud y que son seleccionados por la BCI se encuentran en un estímulo cuya luminancia sea de 127; la cual corresponde a la mayor luminancia generada por las matrices LEDS.



*Ilustración 23: Análisis Prueba luminancia del estímulo.*

### 5.4 Evaluación de SSVEP provocados por estímulos visuales con colores.

En la prueba de “Evaluación de SSVEP provocados por estímulos visuales con colores”, junto con la retroalimentación del usuario, se determinó que el color blanco es el que mejor puntúa en términos de eficacia para el 100% de los sujetos experimentales, sustentando el hallazgo en que es un color que no provoca fatiga visual, por lo que se recomienda su uso en las BCI basadas en SSVEP. Los resultados se muestran en la Ilustración 24.

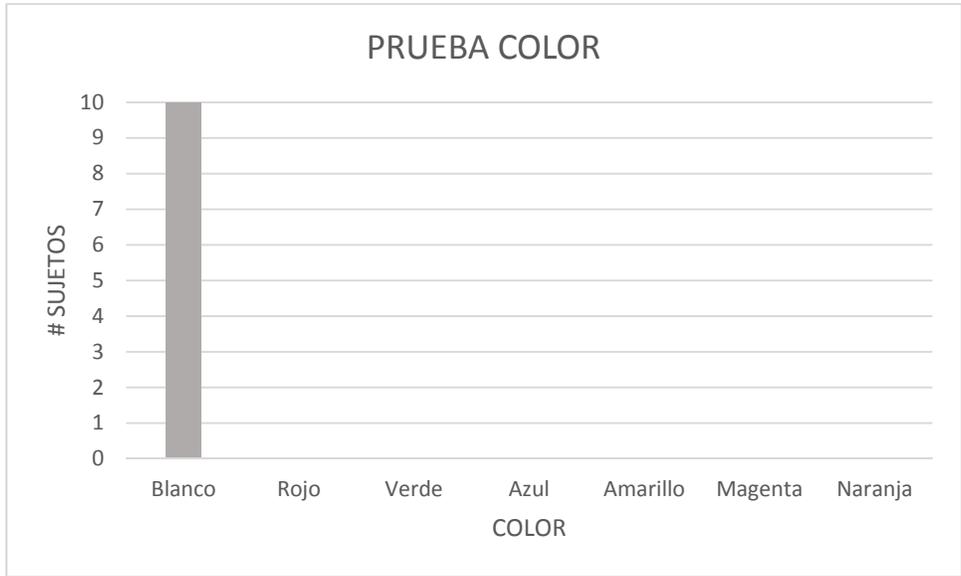


Ilustración 24: Análisis Prueba color del estímulo.

5.5 Influencia del intervalo de separación entre áreas de estímulos visuales en la amplitud de los SSVEP.

En la prueba de “Influencia del intervalo de separación entre áreas de estímulos visuales en la amplitud de los SSVEP” se consideró como la señal de EEG estimulada a la señal de EEG obtenida mientras el usuario miraba hacia el centro del tablero de estimulación. Los resultados obtenidos se muestran en la Ilustración 25.

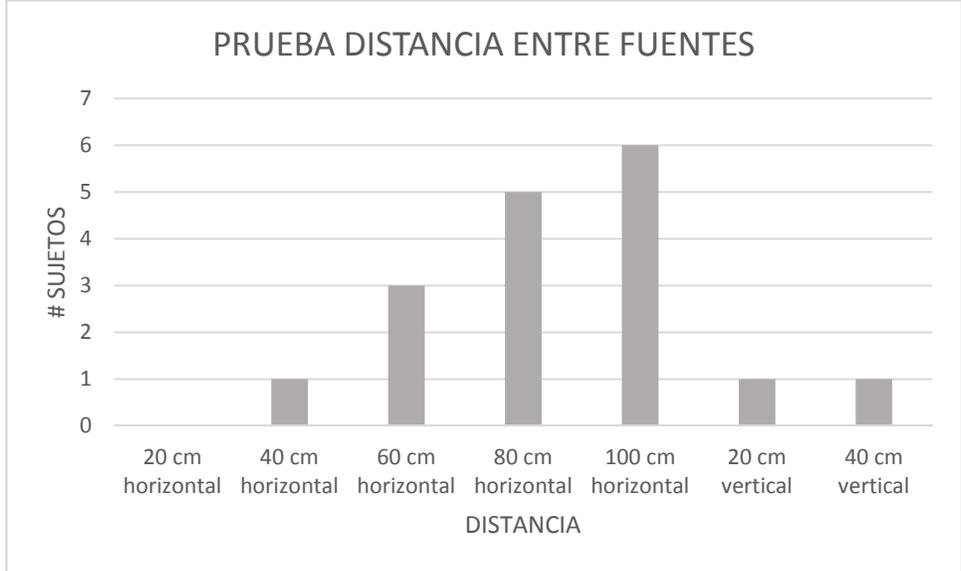
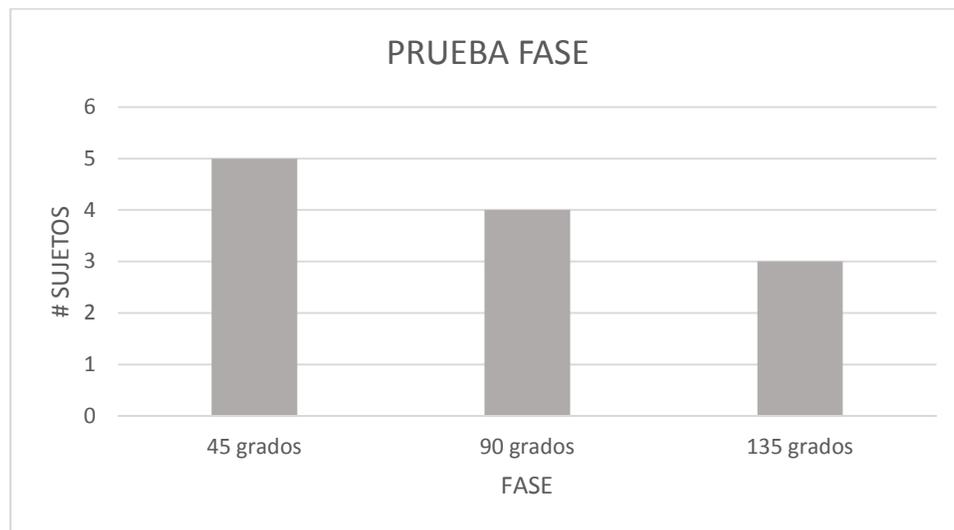


Ilustración 25: Análisis Prueba distancia entre fuentes.

En la mayoría de las distancias evaluadas se encontraron influencias del estímulo de 34 Hz pero la tendencia de en los usuarios en términos de distancia ideal a la que se deben posicionar dos estímulos visuales es la mayor que hay entre ellos en el eje horizontal, entre 80cm y 100 mt, aparentemente los resultados dan cuenta de que la detección depende de que al fijar la mirada en uno de los estímulos no se alcance a percibir la estimulación de la segunda fuente.

#### 5.6 Influencia del intervalo del valor de la diferencia de fase entre dos estímulos visuales en la amplitud de los SSVEP.

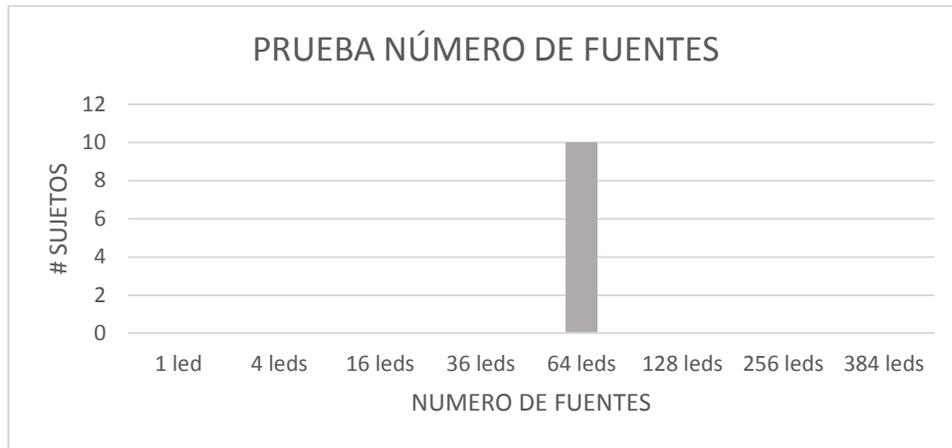


*Ilustración 26: Análisis Prueba valor de Fase.*

En todas las fases evaluadas se encontraron influencias del estímulo, y como se ve en la Ilustración 26, la fase ideal a la que se deben conmutar dos estímulos visuales para este sujeto debería ser de 45°.

#### 5.7 Influencia del número de estímulos visual en la amplitud de los SSVEP.

Los resultados obtenidos se encuentran graficados en la ilustración 27.

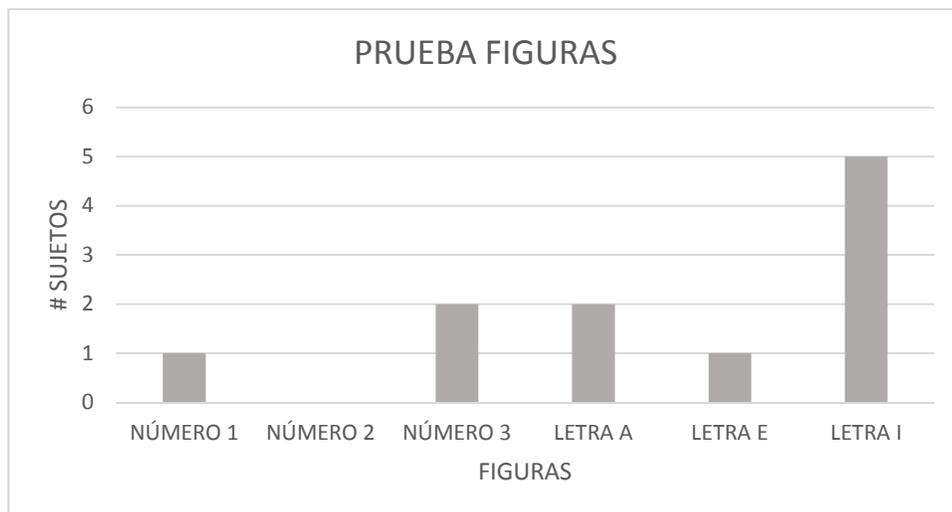


*Ilustración 27 : Análisis Prueba número de fuentes.*

La Ilustración 27 demuestra que todos los sujetos tienen una respuesta cerebral favorable cuando se usan 64 leds, lo que corresponde a una matriz completa y no hay una relación directa entre el área de estimulación y la amplitud de un SSVEP. Para el diseño de las BCI desarrolladas, se consideró el valor 64 leds como punto de partida para las pruebas con todos los sujetos.

### 5.8 Influencia de la forma del estímulo visual en la amplitud de los SSVEP

Los resultados obtenidos en esta prueba se encuentran graficados de la siguiente forma.



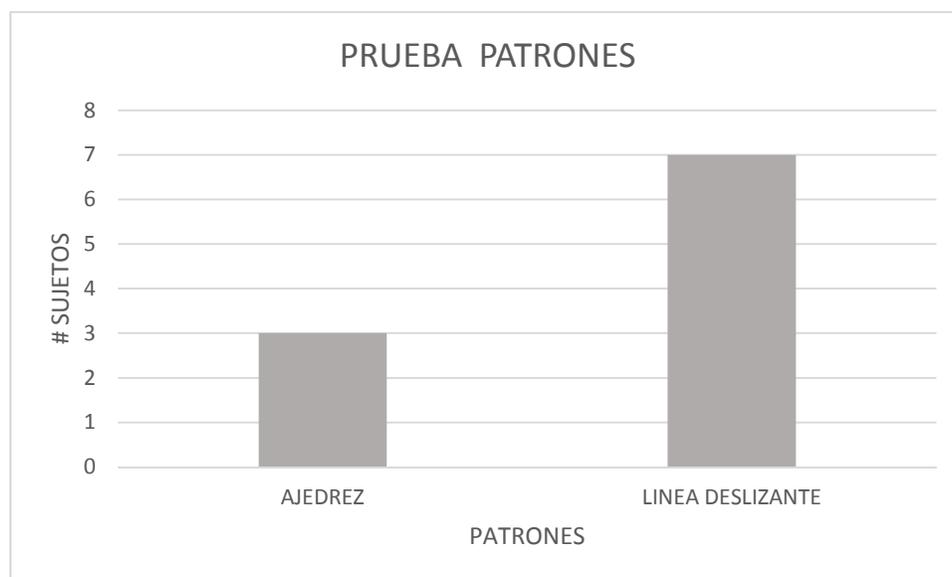
*Ilustración 28: Análisis Prueba forma del estímulo.*

En la Ilustración 28 podemos ver que no hay discrepancias significativas en la detección de las formas: número 3 y letra A; en cambio una tendencia en los sujetos por el uso de letras

como estímulos, en especial la I. A pesar de ello se concluye que la forma de un estímulo visual no provoca cambios en la amplitud de un SSVEP.

### 5.9 Evaluación de los SSVEPs provocados por estímulos visuales con patrones.

Los espectros de amplitud de los SSVEP obtenidos por los diferentes estímulos visuales evaluados se reportan en la Ilustración 29.



*Ilustración 29: Análisis Prueba Patrones.*

Se puede ver que todos los estímulos visuales con patrones de ajedrez y de línea deslizante con tendencia hacia esta última; sin embargo la mayor efectividad de la BCI, se logra con la estimulación de los 64 leds (una matriz completa) conmutando en blanco y negro.

### 5.10 Eficacia BCI

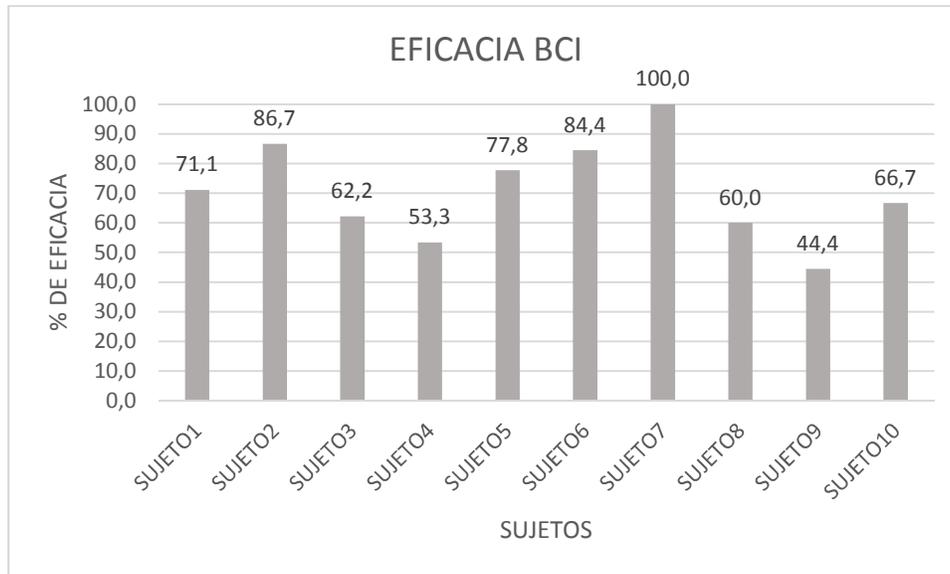
A cada sujeto se le realizaron 265 pruebas en total, la primera prueba fue la de Frecuencia (v1) y se tomó en cuenta la eficacia más alta de la BCI lo cual corresponde a la mayor cantidad de veces en las cuales el algoritmo desarrollado en MATLAB detecta la señal en determinada frecuencia. Luego al pasar a la siguiente prueba se tomó el insumo de la anterior variable, realizando la variación de una variable al tiempo. En esta prueba se logró establecer un grupo de valores óptimos para cada uno de los usuarios, los cuales se describen en la tabla 10.

SUJETO	FRECUENCIA (V1)	DISTANCIA FUENTE	LUMINANCIA	COLOR	DISTANCIA ENT FUENTES	FASE	# FUENTES	FIGURAS	PATRONES
S1	34 HZ	80 CM	127	BLANCO	80 cm h	45°	64	LET I	LIN DESL
S2	34 HZ	50 CM	19	BLANCO	40 cm h	45°	64	NUM 1	LIN DESL
S3	29 HZ	140 CM	37	BLANCO	100 cm h	45°	64	NUM 3	LIN DESL
S4	34 HZ	50 CM	73	BLANCO	100 cm h	90°	64	LET I	TAB AJEDR
S5	34 HZ	50 CM	127	BLANCO	100 cm h	90° - 135°	64	LET E	TAB AJEDR
S6	29 HZ	80 CM	55	BLANCO	100 cm h	90°	64	LET A	LIN DESL
S7	34 HZ	80 CM	127	BLANCO	100 cm h-80 cm h	45°	64	NUM3 LET I	LIN DESL
S8	34 HZ	50 CM	55	BLANCO	40 cm v	135°	64	LET I	LIN DESL
S9	24 HZ	110 CM	91	BLANCO	20 cm v	45°	64	LET I	TAB AJEDR
S10	34 HZ	50 CM	127	BLANCO	80 cm h	90° - 135°	64	NUM 3	LIN DESL

*Tabla 10: Valores óptimos sujetos experimentales.*

En este caso algunos valores usuarios tienen dos valores para algunas variables como óptimos debido a que en ambos valores se tenía una eficacia BCI máxima.

El siguiente análisis realizado se sacó el porcentaje de eficacia de la BCI para cada sujeto y los resultados se resumen en la Ilustración 30:



*Ilustración 30: Resultados eficacia Sujetos.*

De los 10 sujetos 9 alcanzaron un nivel de eficacia superior al 50%, solo uno de ellos logro obtener un 100% de eficacia y así mismo uno de ellos estuvo en un nivel por debajo de 50%.

### 5.11 Instrumento utilizado en el estudio

A continuación, se evalúa los datos arrojados por los instrumentos originales y las adaptaciones al medio establecido, para la recolección de datos empleados en la investigación.

#### **Instrumento CQF.**

Broadbent, Cooper, Fitzgerald y Parkes (1982) desarrollaron un instrumento para evaluar los fallos de tipo cognitivo en las categorías de Memoria, Atención y de control del pensamiento y acción. El instrumento fue elaborado en idioma Ingles y traducido al Español por García Martínez, J., & Sánchez-Cánovas, J. (1994). Los datos arrojados por el Alfa de Cronbach de este instrumento determinaron la consistencia de cada una de las categorías establecidas en el modelo. Teniendo en cuenta lo anterior se asume este instrumento como base para la presente investigación el cual fue adaptado al idioma español. A continuación, se presenta un cuadro comparativo entre los Alfa de Cronbach del instrumento original diseñado por Broadbent et al. (1982) y el Alfa de Cronbach del instrumento adaptado y validado por Garcia y Sánchez (1994); para el estudio que se lleva a cabo. Los datos establecidos se presentan en la tabla 11.

	Instrumento diseñado por Broadbent et al. (1982)	Instrumento adaptado por y validado por García y Sánchez (1994)	Instrumento aplicado en esta investigación.
Alfa de Cronbach	0.89	0.84	0.813

Tabla 11: Comparativo Alfa de Cronbach.

### 5.12 Estadística descriptiva del CFQ

Dentro de los resultados brindados en el análisis planteado se observa que la media más alta la presenta la categoría Pensamiento- Acción (1,2875), la más baja fue (0,9286) que corresponde a Atención; la desviación estándar con mayor valor fue (0,66069) la cual corresponde a la escala Atención y la de menor valor Memoria con (0,42635), el máximo fue (2,75) en todas la escala Pensamiento-Acción y el mínimo (0,29) correspondió a Atención. (Ver tabla 12).

		Estadísticos		
		Memoria	Atención	Pensamiento_accion
N	Válido	10	10	10
	Perdidos	0	0	0
Media		2,9800	3,0700	2,6100
Desv. Desviación		,42635	,66005	,51305
Mínimo		2,20	1,60	1,50
Máximo		3,70	3,70	3,10

Tabla 12: Datos estadísticos CFQ (Adaptado)

### 6.13 Correlaciones de Pearson.

#### Correlaciones entre las categorías del instrumento CFQ

Los resultados de las correlaciones de Pearson (ver tabla 13), entre las categorías del cuestionario CFQ (Adaptado) muestran valores significativos en dos de las tres categorías, presentándose así:

Hubo una correlación significativa y buena entre las categorías Atención y Pensamiento\_Accion ( $r(10) = .821, p < .01$ )

Los resultados obtenidos demuestran niveles de correlación dos de las categorías del CFQ, lo que permite interpretar que el instrumento tiene consistencia interna y por tanto una buena confiabilidad. Al realizar una comparación con el análisis consignado en el estudio de

García y Sánchez (1994) en donde los autores indicaron que las subescalas se encuentran más relacionadas con la escala total que entre sí, lo que avala la hipótesis del factor general de fallos cognitivos evaluado por la escala de CFQ. Se puede observar que el estudio actual presenta un comportamiento similar.

			Memoria	Atención	Pensamiento _accion
Memoria	Correlación de Pearson	de	1		
	Sig. (bilateral)				
	N		10		
Atención	Correlación de Pearson	de	,298		
	Sig. (bilateral)		,403		
	N		10	10	
Pensamiento_acion	Correlación de Pearson	de	,357	<b>,821**</b>	
	Sig. (bilateral)		,312	,004	
	N		10	10	10

Tabla 13: Resultados de las correlaciones de Person CFQ (Adaptado)

#### Correlaciones entre las categorías del instrumento CFQ y la eficacia en la BCI

Los resultados de las correlaciones de Pearson (ver tabla 14), entre las categorías del cuestionario CFQ (Adaptado) muestran valores significativos en dos de las tres categorías, con respecto a la variable eficacia en la BCI presentándose así:

Hubo una correlación significativa y positiva entre las categorías Atención y eficacia en la BCI ( $r(10) = .835, p < .01$ ).

			Eficacia BCI
Atención	Correlación de Pearson	de	<b>,835**</b>
	Sig. (bilateral)		,003
	N		10

Tabla 14: Resultados de las correlaciones de Person entre la escala Atención de CFQ (Adaptado) y los puntajes en la BCI

Basados en estas correlaciones se podría concluir que la eficacia en el uso de la BCI está relacionado con que el sujeto experimental no tenga fallas asociadas a su proceso de atención.

## 6 Resultados y Discusión:

Una vez que se elige el tipo de estímulo, además del generador de estímulo (LED, pantalla LCD, etc.), es necesario determinar la Frecuencia ( $v_1$ ) de estímulo óptima. Como cada sujeto es diferente se utilizó la Frecuencia cuya detección en la BCI fue mayor, postura que coincide con (Wang et al., 2005a), quien muestra en su investigación que un enfoque razonable es elegir las frecuencias de estímulo dependiendo de las respuestas del sujeto. El criterio más apropiado para realizarlo es la estabilidad es decir, el porcentaje de señales SSVEP detectadas correctamente.

Dando respuesta a la justificación de este trabajo se determinó como se había investigado que un aspecto fundamental para el correcto funcionamiento de una BCI; Depende de la capacidad del usuario para mantener la atención en el estímulo visual. Neumann (2003), la atención sostenida, frustración, cansancio y distracción (Strong et al., 1999). Esto se pudo evidenciar en la correlación entre las categorías Atención y eficacia en la BCI ( $r(10) = .835$ ,  $p < .01$ ).

Es un común denominador de las investigaciones revisadas en este trabajo: En Achic, F., Montero, J., Penaloza, C., & Cuellar, F. (2016), Richard M.G. Tello, Sandra M.T. Müller, Muhammad A. Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, Teodiano F. Bastos (2016), Diez, Müller, Mut, Laciár, Avila, Bastos-Filho, & Sarcinelli-Filho. (2013), Garcia Molina, Mihajlovic ,(2010), Volosyak, Valbuena, Lüth, Malechka, Gräser, (2011), Zhenghua Wu, (2018), Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, Andrzej Cichocki, (2010), Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, Andrzej Cichocki, (2010), entre otras; que la tasa de eficacia es superior al 70%, cifra que concuerda con el presente estudio ya que al verificar el valor de eficacia para cada uno de los sujetos se tiene ( $S_1 = 71,1\%$ ,  $S_2 = 86,7\%$ ,  $S_3 = 62,2\%$ ,  $S_4 = 53,3\%$ ,  $S_5 = 77,8\%$ ,  $S_6 = 84,4\%$   $S_7 = 100,0\%$   $S_8 = 60,0\%$ ,  $S_9 = 44,4\%$  y  $S_{10} = 66,7$ )

Para la variable Frecuencia ( $v_1$ ) la tendencia de los resultados muestran frecuencias altas, entre 24 y 34 Hz siendo esta última el estímulo que mejor puntuación en términos de rendimiento tuvo. Sabiendo que las frecuencias altas producen menos fatiga visual que las frecuencias bajas, documentado en PF Diez, VA Mut, EM Avila Perona, E. Laciár Leber, (2015); HACER. Won, Hwang H.-J. , S. Daphne, K.-R. Müller, Lee S.-W, (2015) es comprensible que la eficacia más alta se de en esos valores de frecuencia.

Para la variable distancia al objeto los resultados muestran una tendencia lineal, a mayor distancia menor rendimiento, explicando este fenómeno debido a que si el sujeto experimental se ubica más cerca al objeto tiene una influencia del estímulo visual completo. También se debe tener en cuenta que la disminución de la eficacia fue un fenómeno que se presentó al mostrar un número de objetivos de estimulación superior a 64 (una matriz completa), ya que al minimizar el número de objetivos mostrados simultáneamente ofrece

más libertad en el tamaño del estímulo, la distancia entre los estímulos y también reduce la carga en el canal visual, por lo que se requiere menos control de la dirección de la mirada del usuario, postura que se había debatido en Ivan Volosyak, Felix Gembler, Piotr Stawicki, (2016). Si algunos pacientes se sienten incómodos al mirar los LED ubicados a una distancia tan cercana, es necesario aumentar la distancia. Sin embargo, el incremento de la distancia degradará la amplitud del SSVEP.

Cuando se usan como características de clasificación el número de fuentes la recomendación es utilizar 64 leds dentro de una matriz de 6.5 cm x 6.5 cm. Esto sugiere que hay información importante relacionada con la respuesta SSVEP cuando el área del estímulo es grande con respecto al tamaño de un led como se usó en la investigación adelantada por (Zafer İşcan, Zümray Dokur 2014); quienes en su investigación usaron estímulos visuales mayores a 5.5 cm cuadrados.

La variable atención de un sujeto a un estímulo particular puede detectarse examinando los espectros de frecuencia del EEG como se realizó en la investigación actual y como se había afirmado por (M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun y KS Jones, 2000) y (M. Cheng, X. Gao, S. Gao y D. Xu, 2002)

Hasta ahora, se han utilizado dos tipos de estímulos principalmente para BCI: estímulos simples (p. Ej., Diodos emisores de luz parpadeantes o cuadrados parpadeantes en la pantalla de una computadora LCD) y parpadeos complejos (p. Ej., Reversando alternativamente los tableros) Los patrones de tablero de ajedrez producen SSVEP más pronunciados que los estímulos simples a la misma frecuencia (Lalor et al., 2005), que es una clara ventaja de los estímulos complejos en comparación con los estímulos simples. Sin embargo, los estímulos complejos tienen limitaciones: Los estímulos complejos inducen componentes de alta frecuencia más débiles que los parpadeos simples (Silberstein, 1995), y como las pruebas realizadas se trabajaron a alta frecuencia no se dio el resultado que se esperaba para este experimento.

Como fue mencionado por Kim et al., 2007, Müller y Hillyard, (2000), se evidenció que las SSVEP se ven afectadas por el estado de atención del sujeto experimental. Esto se comprobó por medio de la correlación entre las variables atención y eficacia BCI.

En investigaciones anteriores (Takano et al., 2009a, Takano et al., 2009b), se había reportado la ventaja de usar el parpadeo con colores verde y azul para las BCI, basados en el trabajo previo de Parra et al. (2007), quienes informaron que el parpadeo cromático verde o azul era el estímulo más seguro para la foto sensibilidad visual humana. En el estudio actual se contrastó este resultado, ya que se demostró que la eficacia de una combinación de color con verde o azul para provocar SSVEP no es tan alta con respecto a la combinación Blanco/ Negro; ya que en el 100% de los sujetos fue con el color blanco en donde se encontró la eficacia más alta.

Los resultados también mostraron que la luminancia de los colores parpadeantes puede variar para mejorar las respuestas SSVEP. Bajo el valor de luminancia 127 lm, 4 de los participantes mostraron altos valores de eficacia (aproximadamente 77% en los casos). Estos resultados sugieren que el patrón de luminancia de un estímulo parpadeante contribuye a la obtención de SSVEP y puede mejorar el rendimiento general de los sistemas de BCI basados en SSVEP. Estos resultados también son consistentes con los del estudio (Takano et al., 2009a, Takano et al., 2009b), que mostró que la luminancia y los parámetros cromáticos de los estímulos visuales se asociaron con un mejor rendimiento en un sistema de BCI basado en P300. También hay estudios que examinan la activación relacionada con la luminancia en el área occipital en humanos ( Johannes et al., 1995 , Portin et al., 1998) Es concebible que una amplia gama de neuronas en el área occipital, que están sintonizadas para el procesamiento de información de luminancia.

A partir de los datos analizados de los demás participantes (6), se tiene la máxima eficacia en un valor de luminosidad por debajo de 91 lm, resultados que son aproximados al estudio de S. Mouli and R. Palaniappan (2016), quienes encontraron en su investigación que el valor 75lm de la luminancia del estímulo visual dio la respuesta más alta en comparación con los valores 25 lm, 50 lm y 100 lm del estímulo visual. En dicho estudio se concluyó que el brillo máximo no solo redujo la respuesta SSVEP sino que también aumentó la fatiga visual de los participantes (como se confirmó verbalmente con los participantes después de los experimentos). En el estudio actual se puede explicar porque un nivel de luminancia bajo es más fácil de enfocar y brindaba una mejor comodidad visual en comparación con otros niveles de luminancia. Los sujetos experimentales también observaron que el estímulo visual con menor luminosidad requería mayores niveles de atención al aumentar la tensión ocular.

## 7 Conclusiones y trabajo Futuro.

El objetivo principal de este estudio se ha llevado a cabo de manera exitosa: Se han determinado los valores óptimos de los parámetros visuales generados por la VTU que favorecen el proceso cognitivo de atención en sujetos sanos medido en términos de potenciales evocados visuales con EEG. Una prueba de la consecución es el desarrollo del sistema experimental de pruebas, la experimentación realizada con 10 sujetos y la obtención de una correlación positiva entre el USO de la BCI y el nivel de Atención de cada sujeto.

Este trabajo ha presentado una plataforma BCI de código abierto basada en componentes de bajo costo y fácilmente disponibles que le permiten a cualquier investigador: adquirir, visualizar, filtrar y procesar señales EEG, para realizar experimentos BCI.

La solución propuesta presenta facilidad de modificación: debido a que los diferentes algoritmos podrían modificarse (Arduino y Matlab) y reemplazarse fácilmente.

Con respecto al almacenamiento de datos: los datos en tiempo real se almacenaron fácilmente en el formato de uso común (es decir, mat) y se procesaron posteriormente para el análisis fuera de línea

Los resultados experimentales con 10 sujetos sugieren que el sistema de entrenamiento visual propuesto puede proporcionar un rendimiento adecuado en términos de eficacia y se podría considerar como punto de partida para futuras investigaciones.

A partir de los resultados de las sesiones experimentales de 10 sujetos experimentales, la precisión promedio para seis variables en simultánea (Frecuencia (v1), color (v), distancia al objeto (v2), figura geométrica, luminancia (v3) y tamaño) es del 70.7%. Solamente un sujeto de este grupo logro una precisión del 100%.

A medida que se realizaron más muestras con los sujetos experimentales, la eficacia en la BCI subió; esto demuestra que esta podría mejorar a medida que el usuario se sienta más cómodo con el uso del dispositivo VTU.

En cuanto a la luminancia del estímulo la tendencia es el uso de estimulación con Luz en el 100% del dispositivo que equivale a 127 lm.

En la prueba del color se pudo constatar que el color blanco es el que menos produce fatiga visual y por tanto el que mejor rendimiento produce de la BCI.

En el caso de usar diferentes estímulos visuales para tener respuesta que pudiera servir para diferentes comandos se buscó la distancia a la que deberían estar ubicados entre si y se encontró que debe ser a 100cm.

La prueba de fase no tiene relevancia en términos de mejorar la eficacia en la BCI ya que los valores de eficacia no fueron significativamente diferentes entre sí 45º (40%) y 135º (35,6%).

En la evaluación de figuras la tendencia es el uso de letras para obtener los mejores resultados.

En la revisión de patrones se determinó que no es aconsejable el uso de estos estímulos compuestos ya que su uso genera un rendimiento bajo en términos de eficacia en la BCI, en las pruebas con este tipo de estímulos la eficacia máxima fue 37,8%.

Existe una relación clara entre la atención y el rendimiento en la BCI, comparación que se realizó con correlaciones de Pearson en donde el resultado fue entre estas dos categorías fue positiva y  $(r(10) = .835, p < .01)$ .

Como desventaja se tiene que como se observó en el experimento con patrones, ante la aplicación de estímulos más complicados en los sujetos, no se obtuvo un nivel de eficacia mayor a 40% siendo este el valor más bajo para esta variable a lo largo de la investigación.

Se ha utilizado un solo electrodo para la extracción de características de las señales EEG, sin embargo los algoritmos desarrollados en MATLAB están preparados para analizar tanto varios electrodos, como un número de pruebas más grande.

## 7.1 Trabajo Futuro.

El siguiente paso en este trabajo sería integrar el estímulo ideal encontrado para cada sujeto experimental y aplicarlos al control de algún dispositivo. Además se plantea la aplicación de dichas señales en tiempo real.

Para trabajos futuros se podría ampliar la población de interés y realizar pruebas sobre patrones de entrenamiento con el fin de que el programa pueda ser usado por cualquier persona sin necesidad de que esta haga un entrenamiento previo con las señales cerebrales propias.

Teniendo en cuenta que los sistemas BCI basados en SSVEP pueden estudiarse desde dos puntos de vista diferentes: investigación aplicada (ingeniería) e investigación básica (neurociencia). Hasta ahora, las BCI se han investigado principalmente desde el punto de vista de la investigación aplicada. Las investigaciones comparativas por rangos de edad o género, deberían ser el próximo desafío para las aplicaciones SSVEP-BCI. Así mismo el estudio de la retroalimentación en el proceso de atención.

## 8 Anexos

### 8.1 Cuestionario CFQ

		Very often	Quite often	Occasionally	Very rarely	Never
1.	Do you read something and find you haven't been thinking about it and must read it again?	4	3	2	1	0
2.	Do you find you forget why you went from one part of the house to the other?	4	3	2	1	0
3.	Do you fail to notice signposts on the road?	4	3	2	1	0
4.	Do you find you confuse right and left when giving directions?	4	3	2	1	0
5.	Do you bump into people?	4	3	2	1	0
6.	Do you find you forget whether you've turned off a light or a fire or locked the door?	4	3	2	1	0
7.	Do you fail to listen to people's names when you are meeting them?	4	3	2	1	0
8.	Do you say something and realize afterwards that it might be taken as insulting?	4	3	2	1	0
9.	Do you fail to hear people speaking to you when you are doing something else?	4	3	2	1	0
10.	Do you lose your temper and regret it?	4	3	2	1	0
11.	Do you leave important letters unanswered for days?	4	3	2	1	0
12.	Do you find you forget which way to turn on a road you know well but rarely use?	4	3	2	1	0
13.	Do you fail to see what you want in a supermarket (although it's there)?	4	3	2	1	0
14.	Do you find yourself suddenly wondering whether you've used a word correctly?	4	3	2	1	0
15.	Do you have trouble making up your mind?	4	3	2	1	0
16.	Do you find you forget appointments?	4	3	2	1	0
17.	Do you forget where you put something like a newspaper or a book?	4	3	2	1	0
18.	Do you find you accidentally throw away the thing you want and keep what you meant to throw away – as in the example of throwing away the matchbox and putting the used match in your pocket?	4	3	2	1	0
19.	Do you daydream when you ought to be listening to something?	4	3	2	1	0
20.	Do you find you forget people's names?	4	3	2	1	0
21.	Do you start doing one thing at home and get distracted into doing something else (unintentionally)?	4	3	2	1	0
22.	Do you find you can't quite remember something although it's "on the tip of your tongue"?	4	3	2	1	0
23.	Do you find you forget what you came to the shops to buy?	4	3	2	1	0
24.	Do you drop things?	4	3	2	1	0
25.	Do you find you can't think of anything to say?	4	3	2	1	0

Reproduced by permission from the **British Journal of Clinical Psychology**.

## 8.2 Pruebas sujetos

### PRUEBA DE FRECUENCIA (V1)

FRECUEN	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICA
4 HZ	0	0,0	0,0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
9 HZ	0	0,0	0,0	0,0	0	0,0	2	4,4	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	3	6,7	0	0,0
14 HZ	0	0,0	0,0	0,0	5	11,1	2	4,4	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	2,2	3	6,7	1	2,2
19 HZ	1	2,2	1,0	2,2	10	22,2	0	0,0	0	0,0	4	8,9	0	0,0	6	13,3	5	11,1	2	4,4
24 HZ	13	28,9	10,0	22,2	5	11,1	7	15,6	22	48,9	11	24,4	33	73,3	10	22,2	17	37,8	13	28,9
29 HZ	17	37,8	6,0	13,3	16	35,6	9	20,0	22	48,9	34	75,6	11	24,4	13	28,9	7	15,6	17	37,8
34 HZ	32	71,1	39,0	86,7	3	6,7	16	35,6	23	51,1	30	66,7	45	100,0	16	35,6	9	20,0	24	53,3
39 HZ	2	4,4	0,0	0,0	0	0,0	1	2,2	2	4,4	27	60,0	0	0,0	4	8,9	1	2,2	4	8,9

### PRUEBA DE DISTANCIA (V2)

DISTANCI	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICA
50 cm	22	48,9	37,0	82,2	7	15,6	21	46,7	27	60,0	31	68,9	30	66,7	26	57,8	6	13,3	24	53,3
80 cm	32	71,1	28,0	62,2	3	6,7	17	37,8	23	51,1	38	84,4	45	100,0	18	40,0	15	33,3	23	51,1
110 cm	23	51,1	10,0	22,2	3	6,7	17	37,8	19	42,2	14	31,1	41	91,1	14	31,1	19	42,2	23	51,1
140 cm	21	46,7	31,0	68,9	16	35,6	14	31,1	20	44,4	14	31,1	43	95,6	18	40,0	15	33,3	19	42,2

### PRUEBA DE LUMINANCIA (V3)

INTENSID	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICA
1	14	31,1	10,0	22,2	15	33,3	14	31,1	20	44,4	8	17,8	25	55,6	24	53,3	12	26,7	19	42,2
19	21	46,7	37,0	82,2	23	51,1	15	33,3	27	60,0	18	40,0	42	93,3	16	35,6	10	22,2	18	40,0
37	19	42,2	26,0	57,8	28	62,2	16	35,6	18	40,0	24	53,3	44	97,8	25	55,6	11	24,4	20	44,4
55	26	57,8	26,0	57,8	10	22,2	20	44,4	16	35,6	31	68,9	44	97,8	27	60,0	11	24,4	28	62,2
73	23	51,1	28,0	62,2	14	31,1	24	53,3	20	44,4	24	53,3	44	97,8	20	44,4	14	31,1	20	44,4
91	27	60,0	25,0	55,6	22	48,9	19	42,2	20	44,4	23	51,1	44	97,8	26	57,8	20	44,4	24	53,3
109	26	57,8	27,0	60,0	17	37,8	18	40,0	27	60,0	21	46,7	44	97,8	22	48,9	11	24,4	24	53,3
127	29	64,4	11,0	24,4	25	55,6	17	37,8	35	77,8	30	66,7	45	100,0	26	57,8	13	28,9	30	66,7

### PRUEBA DE COLOR (V4)

COLOR	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICA
Blanco	32	71,1	26,0	57,8	28	62,2	24	53,3	35	77,8	38	84,4	45	100,0	27	60,0	20	44,4	29	64,4
Rojo	10	22,2	20,0	44,4	22	48,9	3	6,7	6	13,3	24	53,3	8	17,8	11	24,4	15	33,3	9	20,0
Verde	12	26,7	10,0	22,2	20	44,4	13	28,9	6	13,3	19	42,2	1	2,2	7	15,6	9	20,0	13	28,9
Azul	15	33,3	16,0	35,6	7	15,6	9	20,0	6	13,3	13	28,9	2	4,4	7	15,6	11	24,4	12	26,7
Amarillo	3	6,7	5,0	11,1	27	60,0	10	22,2	8	17,8	17	37,8	3	6,7	18	40,0	11	24,4	8	17,8
Magenta	2	4,4	12,0	26,7	25	55,6	13	28,9	15	33,3	9	20,0	3	6,7	14	31,1	15	33,3	3	6,7
Naranja	6	13,3	17,0	37,8	19	42,2	7	15,6	9	20,0	13	28,9	0	0,0	12	26,7	6	13,3	6	13,3

### PRUEBA DISTANCIA ENTRE FUENTES (V5)

DISTANCI	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICA
20 cm hor	16	35,6	8,0	17,8	0	0,0	18	40,0	12	26,7	12	26,7	2	4,4	6	13,3	5	11,1	16	35,6
40 cm hor	15	33,3	18,0	40,0	8	17,8	10	22,2	11	24,4	12	26,7	1	2,2	13	28,9	6	13,3	12	26,7
60 cm hor	12	26,7	10,0	22,2	7	15,6	15	33,3	10	22,2	11	24,4	5	11,1	12	26,7	8	17,8	8	17,8
80 cm hor	17	37,8	7,0	15,6	8	17,8	16	35,6	11	24,4	13	28,9	10	22,2	6	13,3	5	11,1	18	40,0
100 cm hc	11	24,4	10,0	22,2	16	35,6	24	53,3	17	37,8	16	35,6	10	22,2	13	28,9	7	15,6	12	26,7
20 cm ver	12	26,7	9,0	20,0	10	22,2	9	20,0	8	17,8	8	17,8	1	2,2	5	11,1	11	24,4	10	22,2
40 cm ver	10	22,2	10,0	22,2	9	20,0	10	22,2	12	26,7	11	24,4	1	2,2	18	40,0	7	15,6	14	31,1

## PRUEBA FASE (V6)

FASE	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICAC
45 grados	15	33,3	13,0	28,9	18	40,0	13	28,9	10	22,2	11	24,4	17	37,8	14	31,1	11	24,4	10	22,2
90 grados	13	28,9	3,0	6,7	5	11,1	14	31,1	15	33,3	15	33,3	14	31,1	15	33,3	6	13,3	15	33,3
135 grado	8	17,8	8,0	17,8	2	4,4	13	28,9	15	33,3	11	24,4	8	17,8	16	35,6	6	13,3	15	33,3

## PRUEBA NUMERO DE FUENTES (V7)

# FUENTE	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICAC
1 led	15	33,3	12,0	26,7	2	4,4	6	13,3	11	24,4	13	28,9	16	35,6	17	37,8	13	28,9	18	40,0
4 leds	12	26,7	13,0	28,9	2	4,4	2	4,4	10	22,2	14	31,1	21	46,7	14	31,1	11	24,4	11	24,4
16 leds	16	35,6	16,0	35,6	20	44,4	5	11,1	10	22,2	19	42,2	24	53,3	14	31,1	18	40,0	10	22,2
36 leds	29	64,4	10,0	22,2	17	37,8	3	6,7	10	22,2	16	35,6	20	44,4	23	51,1	13	28,9	26	57,8
64 leds	32	71,1	37,0	82,2	25	55,6	9	20,0	35	77,8	34	75,6	45	100,0	26	57,8	20	44,4	28	62,2
128 leds	14	31,1	18,0	40,0	1	2,2	6	13,3	15	33,3	12	26,7	4	8,9	13	28,9	14	31,1	11	24,4
256 leds	15	33,3	6,0	13,3	4	8,9	1	2,2	11	24,4	14	31,1	4	8,9	15	33,3	4	8,9	16	35,6
384 leds	7	15,6	9,0	20,0	1	2,2	2	4,4	9	20,0	19	42,2	5	11,1	11	24,4	5	11,1	9	20,0

## PRUEBA FIGURAS (V8)

FIGURAS	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICAC
NÚMERO	22	48,9	12,0	26,7	9	20,0	1	2,2	11	24,4	9	20,0	40	88,9	15	33,3	13	28,9	16	35,6
NÚMERO	22	48,9	11,0	24,4	15	33,3	4	8,9	14	31,1	15	33,3	36	80,0	17	37,8	8	17,8	23	51,1
NÚMERO	22	48,9	9,0	20,0	16	35,6	5	11,1	15	33,3	16	35,6	41	91,1	13	28,9	13	28,9	24	53,3
LETRA A	19	42,2	10,0	22,2	21	46,7	4	8,9	10	22,2	21	46,7	40	88,9	16	35,6	13	28,9	15	33,3
LETRA E	17	37,8	9,0	20,0	20	44,4	4	8,9	16	35,6	20	44,4	40	88,9	17	37,8	10	22,2	17	37,8
LETRA I	23	51,1	7,0	15,6	6	13,3	6	13,3	14	31,1	6	13,3	41	91,1	24	53,3	19	42,2	18	40,0

## PRUEBA PATRONES

PATRONE	S1 # D	EFICA	S2 # D	EFICA	S3 # D	EFICA	S4 # D	EFICA	S5 # D	EFICA	S6 # D	EFICA	S7 # D	EFICA	S8 # D	EFICA	S9 # D	EFICA	S10 #	EFICAC
AJEDREZ	13	28,9	1,0	2,2	2	4,4	6	13,3	13	28,9	2	4,4	4	8,9	9	20,0	16	35,6	10	22,2
LINEA DES	16	35,6	5,0	11,1	9	20,0	1	2,2	3	6,7	9	20,0	6	13,3	25	55,6	12	26,7	17	37,8







```

0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, //
Rojo FF0000, verde #00FF00, azul #0000FF, amarillo #FFFF00
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0xFF0000, 0xFF0000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0xFF0000, 0xFF0000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
};

```

```

const long P1[] PROGMEM =
{

```

```

0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000,
0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, //
Rojo FF0000, verde #00FF00, azul #0000FF, amarillo #FFFF00
0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF,
0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF,
0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000,
0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF,
0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF, 0x000000, 0x000000, 0xFFFFFFFF, 0xFFFFFFFF,
0xFFFFFFFF,
};

```

```

const long Tvg[] PROGMEM =
{

```

```

0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000, 0x000000, //
Rojo FF0000, verde #00FF00, azul #0000FF, amarillo #FFFF00
0x000000, 0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000,
0x000000, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x000000,
0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00,
0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00, 0x00FF00,
};

```

```

const long Ciag [] PROGMEM =
{

```

```

0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x000000, 0x000000,

```



```

const long Cap[] PROGMEM =
{
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, //
Rojo FF0000, verde #00FF00, azul #0000FF, amarillo #FFFF00
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x0000FF, 0x0000FF, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
};

```

```

const long Tamg[] PROGMEM =
{
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0x000000, 0x000000, 0x000000, //
Rojo FF0000, verde #00FF00, azul #0000FF, amarillo #FFFF00
0x000000, 0x000000, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0x000000,
0x000000, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0x000000,
0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00,
0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00, 0xFFFF00,
};

```

```

const long Bla [] PROGMEM =
{
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000, 0x000000,
};

```

```

const long Bla1[] PROGMEM =
{
0x0A0A0A, 0x0A0A0A, 0x0A0A0A, 0x0A0A0A, 0x0A0A0A, 0x0A0A0A, 0x0A0A0A,
0x0A0A0A,
};

```





















```

digitalWrite(13, HIGH);
delay(100);
digitalWrite(13, LOW);
delay(100);
}

// Task no.2: blink LED with 0.1 second delay.

void loop1() {
if (Serial.available()){
  //int t = Serial.parseInt();
  char t = Serial.read();
  // Serial.println((int)t);
  // Serial.println("");

  if (t=='a') {
//Scheduler.startLoop(loop2);
dos();
}
if (t=='b') {
// Scheduler.startLoop(loop3);
tres();
}

if (t=='c') {
//Scheduler.startLoop(loop4);
cuatro();
}
if (t=='d') {
//Scheduler.startLoop(loop2);
cinco();
}
if (t=='e') {
// Scheduler.startLoop(loop3);
seis();
}
if (t=='f') {
//Scheduler.startLoop(loop4);
siete();
}
if (t=='g') {
//Scheduler.startLoop(loop2);
ocho();
}
}

```

```

if (t=='h') {
// Scheduler.startLoop(loop3);
nueve();
}

yield();

}
}

void dos(){
for (int n = 1; n <=10000; n++) {
FastLED.clear();
int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(1);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro forº
delay(x);
}
}

void tres(){
for (int n = 1; n <=10000; n++) {
FastLED.clear();
int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(19);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
}
}

```

```

    }
    FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro for
    delay(x);
    }
    }
    void cuatro(){
        for (int n = 1; n <=10000; n++) {
            FastLED.clear();
            int x=1000/24;
            FastLED.setBrightness(37);
            FastLED.clear();
            for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
                leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
            }
            FastLED.show();
            delay(x);
            for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
                leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
            }
            FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro for
            delay(x);
        }
    }
    void cinco(){
        for (int n = 1; n <=10000; n++) {
            FastLED.clear();
            int x=1000/24;
            FastLED.setBrightness(55);
            FastLED.clear();
            for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
                leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
            }
            FastLED.show();
            delay(x);
            for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
                leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
            }
            FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro for
            delay(x);
        }
    }
    void seis(){
        for (int n = 1; n <=10000; n++) {
            FastLED.clear();

```

```

int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(73);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro forº
delay(x);
}
}
void siete(){
    for (int n = 1; n <=10000; n++) {
FastLED.clear();
int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(91);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro forº
delay(x);
}
}
void ocho(){
    for (int n = 1; n <=10000; n++) {
FastLED.clear();
int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(109);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);

```

```

for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro forº
delay(x);
}
}

void nueve(){
    for (int n = 1; n <=10000; n++) {
FastLED.clear();
int x=1000/24;
FastLED.setBrightness(127);
FastLED.clear();
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla2[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();
delay(x);
for(int i = 0; i < NUM_LEDS; i++) {
    leds[i] = pgm_read_dword(&(Bla[i])); // Read array from Flash
}
FastLED.show();// no logre que cumpla el ciclo averiguar un for dentro de otro forº
delay(x);
}
}

```

#### 8.4 Código de Matlab.

```

clear all;
clc;
Fs=128;
m1a=load('S7d3a.mat');
m1b=(m1a.ans)';
yt1=m1b(:,[3:11]);

%
% [mm,nn]=size(datos1);
% t=1:mm;
% ww=mean(datos1);
% zz= repmat(ww,mm,1);
%
% datos=datos1-zz;

```

```

%

q1 = apitmemd(yt1',[], 'alpha', 0.7);
[mm1a,mm2a,mm3a]=size(q1);
mm2=mm2a;
save sujetoLorA8; %*****
%load gong.mat;
%sound(y)

%%

% el programa de Memd a psd inicia aca
load sujetoLorA8.mat; %*****
clc;
Fs=128;
ancho=128; % equivale a 1 segundos
% oracion='Lor1.xlsx'; %*****
electrodo=5
%for j=2:3
tablaIMF=zeros(15,9); %número de muestreos contra IMFs
tablaIMF1=zeros(15,1); %número de muestreos contra IMFs
% for j=1:mm2-1 % j identifica el IMF de trabajo
% conteo=0;
% figure;
% % permite pasar una capa de 3d a 2d
% h1a = (squeeze(q1(:,j,:)))';
% %-----
% %zona para PSD
% [dcca]=FunPSD4f(h1a,ancho,Fs);
% cca=dcca(:,1:9);
% [mmq,nnq]=size(cca);
% cf1=dcca(1:689,10);
%
% inter1=689;
% for k=1:inter1:mmq-inter1
%     conteo=conteo+1;
%     %
subplot(9,9,conteo),plot(cf1,cca(k:k+inter1,1),cf1,cca(k:k+inter1,2),cf1,
cca(k:k+inter1,3),cf1,cca(k:k+inter1,4),cf1,cca(k:k+inter1,5),cf1,cca(k:k+inter1,6),cf1,cca(k:k+inter1,7),cf1,cca(k:k+inter1,8),cf1,cca(k:k+inter1,9));
%     %yw=length(k:k+inter1-1);
%     %yw=length(cca(k:k+inter1-1,1));
%
%     if conteo<=14
%         subplot(14,1,conteo),plot(cf1,cca(k:k+inter1-1,electrodo));
%     end
%     [i1,i2]=max(cca(k:k+inter1-1,electrodo));
%     tablaIMF(conteo,j)=cf1(i2);
%
%
% end
%
% end
%

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%

j=1 % j identifica el IMF de trabajo
conteo=0;
figure;
    % permite pasar una capa de 3d a 2d
    h1a = (squeeze(q1(:,j,:)))';
    %-----
    %zona para PSD
[dcca]=FunPSD4f(h1a,ancho,Fs);
cca=dcca(:,1:9);
[mmq,nnq]=size(cca);
cf1=dcca(1:689,10);

inter1=689;
for k=1:inter1:mmq-inter1
    conteo=conteo+1;
    %
    subplot(9,9,conteo),plot(cf1,cca(k:k+inter1,1),cf1,cca(k:k+inter1,2),cf1,
    cca(k:k+inter1,3),cf1,cca(k:k+inter1,4),cf1,cca(k:k+inter1,5),cf1,cca(k:k
    +inter1,6),cf1,cca(k:k+inter1,7),cf1,cca(k:k+inter1,8),cf1,cca(k:k+inter1
    ,9));
    %yw=length(k:k+inter1-1);
    %yw=length(cca(k:k+inter1-1,1));

    if conteo<=14
        subplot(14,1,conteo),plot(cf1,cca(k:k+inter1-1,electrodo));
    end
    [i1,i2]=max(cca(k:k+inter1-1,electrodo));
    tablaIMF1(conteo,j)=cf1(i2);

end

%
% y=filter(LPa,datos);

% plot(t,y,'r');
% hold on;
% plot(t,datos,'b');
%%

%%
[mm,nn]=size(datos1);
ww=mean(datos1);
zz=repmat(ww,mm,1);

```

```

datos=datos1-zz;
y=filter(BPFb,datos);

%%

[pxx,ff] = periodogram(y(1:128,:),[],128,Fs);
plot(ff,pxx(:,1:4));

figure;
Spxx=(pxx(:,1)+pxx(:,2)+pxx(:,3)+pxx(:,4))/2;
plot(ff,Spxx);
plot(ff,10*log10(pxx)) % aca cambie
%%
clc;
yt1=y;
m=size(yt1);
n=4; % número de electrodos a considerar
rr=128; %análisis cada segundo

cca=[];

for h=1:rr:m(1)-rr

    [pxx,ff] = periodogram(yt1(h:h+rr,:),[],Fs,Fs);
    Spxx=(pxx(:,1)+pxx(:,2)+pxx(:,3)+pxx(:,4))/2;
    [M,I]=max(Spxx);
    vaa=ff(I);
    cca=cat(1,cca,vaa);
end

%%
%zona de procesamiento PSD peridiograma

%zona de procesamiento
%valor=500;
%contador=0;
clc;
Fs=128;
yt1=y;

m=size(yt1);
n=4; % número de electrodos a considerar
rr=128; %análisis cada segundo

cca=[];
cf=[];
%limites para determinar desde que a que frecuencias se
%toman para el análisis
lim1=2;
lim2=4;

```

```
for k=1:n
    colla=[];

    for h=1:rr:m(1)-rr
        [pxx,ff] = periodogram(yt1(h:h+rr,k),[],Fs,Fs);

        colla=cat(1,colla,pxx(lim1:lim2));

        cf=cat(1,cf,ff(lim1:lim2));
    end
    cca=cat(2,cca,colla);

end
```

## 9. Bibliografía

Abigail Dickinson, Rosanna Gomez, Myles Jones, Vance Zemon, Elizabeth Milne, Lateral inhibition in the autism spectrum: An SSVEP study of visual cortical lateral interactions, *Neuropsychologia*, Volume 111, 2018,

A. W. Toga and J. C. Mazziotta, *Brain Mapping: The Methods*: Academic Press, 2002.

B. Allison, T. Luth, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, A. Graser, "Demografía Bci: ¿Cuántas (y qué tipo de) personas pueden usar un ssvpe bci?", *Neural Systems and Ingeniería de Rehabilitación IEEE Transacciones en* , vol. 18, no. 2, pp. 107-116, abril de 2010.

Bieger, J., Molina, G. G., & Zhu, D. (2010, August). Effects of stimulation properties in steady-state visual evoked potential based brain-computer interfaces. In *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 3345-8). Engineering in Medicine and Biology Society.

Bravo, E. F. C., & Aristizábal, J. E. C. (2016). Una prueba fuera del laboratorio de una interfaz cerebro computador basada en potenciales de estado estable evocados visualmente. *Tecnura*, 20(48), 41-52.

Broadbent, D. E., Cooper, P. F., FitzGerald, P., & Parkes, K. R. (1982). The cognitive failures questionnaire (CFQ) and its correlates. *British journal of clinical psychology*, 21(1), 1-16.

Broadbent, D., Cooper, P., Fitzgerald, P., & Parkes, K. (2011). The Cognitive Failures Questionnaire and it's correlates. *Br J Clin Psychol*, 25, 285-299.

Bobrov, P., Frolov, A., Cantor, C., Fedulova, I., Bakhnyan, M., & Zhavoronkov, A. (2011). Brain-computer interface based on generation of visual images. *PloS one*, 6(6), e20674.

B. Schack y G. Witte, *Parametrische Methoden der dynamischen Spektralanalyse und ihre Anwendung in der Biosignalanalyse*, Biomedizinische Technik, nº 38, pp. 79-80, 1993.

C. Guger, B. Allison, C. Hintermueller, R. Prueckl, B. Grosswind-Hager, C. Kapeller, G. Edlinger, "Bajo rendimiento en SSVEP BCI: son peores sujetos simplemente más lento?", *Actas de la Conferencia internacional anual del IEEE EMBS* , pp. 3833-3836, 2012.

C. Guger, B. Allison, B. Growindhager, R. Pruckl, C. Hintermuller, C. Kapeller, M. Bruckner, G. Krausz, G. Edlinger, "¿Cuántas personas podrían usar un SSVEP BCI?", *Fronteras en neurociencia* , vol. 6 de 2012.

Cecotti, H., & Rivet, B. (2011, May). Effect of the visual signal structure on steady-state visual evoked potentials detection. In *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)* (pp. 657-660). IEEE.

C. Jia , X. Gao , B. Hong , S. Gao Codificación mixta de frecuencia y fase en la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering* , 58 ( 2011 ) , págs. 200 - 206

Cheng, M.; Gao, X.; Gao, S. y Dingfeng, X. (octubre de 2002). Design and Implementation of a Brain-Computer Interface with High Transfer Rates. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(10), 1181-1186.

Cheng , X. Gao , S. Gao , B. Wang Extracción de frecuencia de estimulación en la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP *Proc. Control neural de interfaz* ( 2005 ) , pp. 64 - 67

Curran, EA, Stokes, MJ: Aprender a controlar la actividad cerebral: una revisión de la producción y el control de los componentes del EEG para impulsar los sistemas de interfaz cerebro-computadora (BCI). *Brain and Cognition* 51, 326-336 (2003)

D. Regan potenciales evocados en estado estacionario *J. Opt. Soc. A.m.* , 67 ( 1977 ) , pp. 1,475 mil – 1489.

Diez, P. F., Müller, S. M. T., Mut, V. A., Laciari, E., Avila, E., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2013). Commanding a robotic wheelchair with a high-frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface. *Medical engineering & physics*, 35(8), 1155-1164.

Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., Müller, K.-R., 2004. Aumentar las tasas de transferencia de información en BCI por extensión CSP a multi-clase. *Avances en sistemas de procesamiento de información neuronal*, Vancouver, Canadá.

D. Zhu, J. Bieger, G. García Molina, RM Aarts, "Una encuesta sobre los métodos de estimulación utilizados en los BCI basados en SSVEP", *Computational Intelligence and Neuroscience* , vol. 2010, pp. 1-12, 2010.

D. Zhu, G. Garcia-Molina, V. Mihajlović, and R. Aarts, "Online BCI Implementation of High-Frequency Phase Modulated Visual Stimuli," *Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity*, vol. 6766, pp. 645-654, January 01 2011.

Edlinger, G. y Guger, C. (1-4 de julio de 2012). *A Hybrid Brain-Computer Interface for Improving the Usability of a Smart Home Control*. Proceedings of 2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering. Kobe, Japón.

Escudero, F. A., Solis-Escalante, T., Melgar, E., Valdes-Cristerna, R., & Yañez-Suarez, O. (2007). Registro de señales de EEG para aplicaciones de Interfaz Cerebro Computadora (BCI) basado en Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario (SSVEP). In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health* (pp. 87-90). Springer, Berlin, Heidelberg.

Espinoza Montes, C. (2014). Metodología de investigación tecnológica Pensando en sistemas.

Farwell L.A., Donchin E., "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 70, Nº. 6, pp. 510-523, Diciembre 1988.

G. Garcia Molina, V. Mihajlovic Spatial filters to detect steady-state visual evoked potentials elicited by high frequency stimulation: BCI application *Biomed Tech*, 55 (2010), pp. 173–182

Gao, X., Xu, D., Cheng, M., & Gao, S. (2003). A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 11(2), 137-140.

García Martínez, J., & Sánchez-Cánovas, J. (1994). Adaptación del cuestionario de fallos cognitivos de Broadbent, Cooper, Fitzgerald y Parkes (CFQ-Cognitive failures questionnaire). *Análisis y Modificación de Conducta*, 20 (73), 727-750.

Guger C., Ramoser H., Pfurtscheller G., "Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI)", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 8, Nº 4, pp. 447-456, Diciembre 2000.

H. Cecotti and B. Rivet, "Effect of the visual signal structure on Steady-State Visual Evoked Potentials detection," *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 657-660, 22-27 May 2011.

HJ Hwang, JH Lim, YJ Jung, H. Choi, SW Lee, CH Im, "Desarrollo de un sistema de ortografía BCI basado en SSVEP que adopta un teclado LED estilo QWERTY", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 208, págs. 59, 2012.

HACER. Won, Hwang H.-J., S. Dähne, K.-R. Müller, Lee S.-W. Efecto de mayor frecuencia en la clasificación de potenciales evocados visuales en estado estacionario *J. Neural Eng.*, 13 (1) (2015), p. 016014

HOFFMAN, James B., SIMONS, Robert F., Houck, MICHAEL, R., Event Related Potentials Elicited by Controlled Technical and Automatic Detection, I. Performing Organization program Element. Department of Psychology, University of Delaware, 1998

Hovagim Bakardjian, Toshihisa Tanaka, Andrzej Cichocki, Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface, *Neuroscience Letters*, Volume 469, Issue 1, 2010,

Hwang, H.J.; Lim, J.H.; Jung, Y.J.; Choi, H. y Woo Lee, S. (30 de junio de 2012). Development of an SSVEP-Based BCI Spelling System Adopting a QWERTY-Style LED Keyboard. *Journal of Neuroscience Methods*, 59-65.

Hwang, H.J.; Lim, J.H.; Lee, J.H. e Im, C.H. (18-20 de febrero de 2013). *Implementation of a Mental Spelling System Based on Steady-State Visual Evoked Potential (SSVEP)*. International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI). Gangwon, Corea del Sur.

Hortal, E.; Úbeda, A.; Iáñez, E. y Azorín, J.M. (2014). Control of a 2 DoF robot using a Brain-Machine Interface. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116, 169-176.

Iáñez, E.; Azorín, J.M.; Úbeda, A.; Fernández, J.M. y Fernández, E. (13 de diciembre de 2010). Mental Tasks-Based Brain-Robot Interface. *Robotics and Autonomous Systems*, 58(12), 1238-1245.

Inoue, K. I., Koike, E., Yanagisawa, R., Hirano, S., Nishikawa, M., & Takano, H. (2009). Effects of multi-walled carbon nanotubes on a murine allergic airway inflammation model. *Toxicology and applied pharmacology*, 237(3), 306-316.

I. Volosyak, D. Valbuena, T. Lüth, T. Malechka, A. Gräser BCI demographics II: how many (and what kinds of) people can use a high-frequency SSVEP BCI? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 19 (3) (2011), pp. 232–239

Ivan Volosyak, Felix Gemblar, Piotr Stawicki, Age-related differences in SSVEP-based BCI performance, *Neurocomputing*, Volume 250, 2017.

J. Arnal, D. Anopas, M. Horapong, K. Luangrat, Y. Punsawad, and Y. Wongsawat, "Bci-based assistive robot arm," 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), pp. 208- 212, 6-8 March 2013.

J. A. C. Molina, "SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE POTENCIALES EVOCADOS VISUALES DE ESTADO ESTACIONARIO," Magister, INGENIERÍA BIOMÉDICA, ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA UNIVERSIDAD CES, ENVIGADO – MEDELLÍN, 2013.

Jeong-Hwan Lim, Jun-Hak Lee, Han-Jeong Hwang, Dong Hwan Kim, Chang-Hwan Im, Development of a hybrid mental spelling system combining SSVEP-based brain-computer interface and webcam-based eye tracking, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 21, 2015, Pages 99-104, ISSN 1746-8094,

JJ Vidal, "Hacia la comunicación directa cerebro-computadora", *Revisión anual de biofísica y bioingeniería* , vol. 2, págs. 157-80, 1973.

J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, 4th Edition ed.: Wiley, 2009.

JY Hwang, MH Lee, SW Lee, "Un deletreador de interfaz cerebro-computadora usando SSVEP y P300 basados en estímulos periféricos", *Conferencia Internacional de Invierno sobre Interfaz Cerebro-Computadora* , pp. 77-78, 2017.

Keith W. Jamison, Abhrajeev V. Roy, Sheng He, Stephen A. Engel, Bin He, SSVEP signatures of binocular rivalry during simultaneous EEG and fMRI, *Journal of Neuroscience Methods*, Volume 243, 2015,

Keirn Z.A., Aunon J.I., "A new mode of communication between man and his surroundings", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 37, Nº 12, pp. 1209-1214, Diciembre 1990.

Kubler, B. Blankertz, KR Muller, C. Neuper, "Un modelo de bci-control", quinta conferencia internacional de BCI , 2011.

L. Bi, XA Fan, Y. Liu, "Robots móviles controlados por el cerebro basados en EEG: una encuesta", *IEEE Transactions on Human-Machine Systems* , vol. 43, págs. 161-176, 2013.

Lin, Z., Zhang, C., Wu, W., & Gao, X. (2006). Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 53(12), 2610-2614.

Lim, J.H.; Hwang, H. J. e Im, C.H. (18-20 de febrero de 2013). "Eyes-Closed" SSVEP-Based BCI for Binary Communication of Individuals with Impaired Oculomotor Function. *International Winter Workshop on Brain-Computer Interface*. Gangwon, Corea del Sur.

LJ Trejo , R. Rosipal , B. Matthews Interfaces cerebro-computadora para control de cursor 1D y 2D: diseños que utilizan control volitivo del espectro EEG o potenciales evocados

visuales en estado estacionario IEEE Trans. Syst neural. Rehabilitación Ing. , 14 ( 2006 ) , pp. 225 - 259

L. Lun-De, L. Chin-Teng, K. McDowell, A. E. Wickenden, K. Gramann, J. Tzyy-Ping, et al., "Biosensor Technologies for Augmented Brain Computer Interfaces in the Next Decades," Proceedings of the IEEE, vol. 100, pp. 1553-1566, 2012.

Lopez-Gordo , A. Prieto , F. Pelayo , C. Morillas Uso de fase en interfaces cerebro-computadora basadas en potenciales evocados visuales en estado estacionario Procesamiento de Cartas neuronales , 32 ( 2010 ) , pp. 1 - 9

López, L., Mateo, D., & Olaya Pabón, M. C. (2013). *Sistema de reconocimiento de patrones de potenciales evocados visuales de estado estacionario* (Doctoral dissertation, Universidad EIA).

L. Po-Lei, Y. Chia-Lung, J. Y. S. Cheng, Y. Chia-Yen, and L. Gong-Yau, "An SSVEP-Based BCI Using High Duty-Cycle Visual Flicker," Biomedical Engineering, IEEE Transactions, vol. 58, pp. 3350-3359, 2011.

M. Cheng, X. Gao, S. Gao y D. Xu, "Diseño e implementación de una interfaz cerebro-computadora con altas tasas de transferencia", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol. 49, 2002.

M. Middendorf , G. McMillan , G. Calhoun , KS Jones Interfaces cerebro-computadora basadas en la respuesta visual evocada en estado estacionario IEEE Trans. Rehabilitación Ing. , 8 ( 2000 ) , págs. 211 - 214

MM Müller , S. Hillyard, Registro concurrente de potenciales relacionados con eventos estacionarios y transitorios como índices de atención selectiva visual-espacial Clin. Neurofisiol. , 111 ( 2000 ) , pp. 1.544 mil - 1552

MM Müller , W. Teder-Sälejärvi , SA Hillyard El curso temporal de la facilitación cortical durante los cambios indicados de atención espacial at Neurosci , 1 ( 1998 ) , págs. 631 - 634

Martinez, P.; Bakardjian, H. y Cichock, A. (22 de mayo de 2007). Fully Online Multicommand Brain-Computer Interface with Visual Neurofeedback Using SSVEP Paradigm. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 1-9.

Mason S.G., Birch G.E., "A general framework for brain-computer interface design", IEEE Trans. Neural Syst. and Rehab. Eng., Vol. 11, Nº. 1, pp. 70-85, Marzo 2003.

Min Hye Chang, Jeong Su Lee, Jeong Heo, Kwang Suk Park, Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI, Journal of Neuroscience Methods, Volume 258, 2016,

Pages 104-113,

Miner L.A., McFarland D.J., Wolpaw J.R., "Answering questions with an electroencephalogram-based brain-computer interface", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 79, Nº. 9, pp. 1029-1033, Septiembre 1998.

Müller, M. M., Picton, T. W., Valdes-Sosa, P., Riera, J., Teder-Sälejärvi, W. A., & Hillyard, S. A. (1998). Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20–28 Hz range. *Cognitive Brain Research*, 6(4), 249-261.

Nakayama, K., & Martini, P. (2011). Situating visual search. *Vision research*, 51(13), 1526-1537.

Nishifuji, S. y Kuroda, T. (28 de agosto a 1 de septiembre de 2012). *Impact of Mental Focus on Steady-State Visually Evoked Potential under Eyes Closed Condition for Binary Brain Computer Interface*. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). San Diego, EE. UU.

Ng, D. W. K., Soh, Y. W., & Goh, S. Y. (2014, December). Development of an Autonomous BCI Wheelchair. In *Computational Intelligence in Brain Computer Interfaces (CIBCI)*, 2014 IEEE Symposium on (pp. 1-4). IEEE.

N. J. Nilsson, "Shakey the Robot", Technical Note 323, Artificial Intelligence Center, Computer Science and Technology Division, SRI International, Menlo Park, CA, 1984.

Peng, X., & Van Essen, D. C. (2005). Peaked encoding of relative luminance in macaque areas V1 and V2. *Journal of neurophysiology*, 93(3), 1620-1632.

Piccini, L., Parini, S., Maggi, L., & Andreoni, G. (2006, January). A wearable home BCI system: preliminary results with SSVEP protocol. In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* (pp. 5384-5387). IEEE.

PF Diez , VA Mut , EM Avila Perona , E. Laciár Leber Control asíncrono de BCI utilizando SSVEP de alta frecuencia J. NeuroEng. Rehabilitación , 8 ( 1 ) ( 2011 ) , pp. 1 - 9

Pfurscheller G, Guger C., Müller G., Neuper C., "Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic", *Neurosc. Letter*, Vol. 292, Nº. 3, pp. 211-214, Octubre 2000.

R. Prueckl, C. Guger, Control de un robot con una interfaz de computadora cerebral basada en potenciales evocados visuales en estado estacionario, págs. 1-5, 2010.

Resalat, S.N.; Saba, V. y Afdideh, F. (2-3 de mayo de 2012). *A Novel System for Driver's Sleepiness Detection Using SSVEP*. 16th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP). Fars, Irán.

Richard M.G. Tello, Sandra M.T. Müller, Muhammad A. Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, Teodiano F. Bastos, An independent-BCI based on SSVEP using Figure-Ground Perception (FGP), *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 26, 2016, pages 69-79,

S. Fox, *Combo: Loose Leaf Version of Human Physiology with APR 3.0 Student Online Access Card*: McGraw-Hill Companies, Incorporated, 2011.

S. Johannes , TF Munte , HJ Heinze , GR Mangun, Luminance y efectos de atención espacial en el procesamiento visual temprano *Brain Res Cogn Brain Res* , 2 ( 1995 ) , págs. 189 - 205  
Schurger, A. (2009). Un método MRI-compatible muy bajo para la estimulación visual dichoptic. *Revista de métodos de neurociencia* , 177 (1), 199-202.

Shyu, K.K.; Chiu, Y.J.; Lee, P.L.; Lee, M.H.; Sie, J.J.; Wu, C.H. *et al.* (julio de 2013). Total Design of an FPGA-Based Brain-Computer Interface Control Hospital Bed Nursing System. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 60(7), 2731-2739.

Singla, R. y Haseena, B.A. (julio de 2013). BCI Based Wheelchair Control Using Steady State Visual Evoked Potentials and Support Vector Machines. *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)*, 3(3), 46-52.

Singla, R.; Khosla, A. y Jha, R. (2013). Influence of Stimuli Color on Steady-State Visual Evoked Potentials Based BCI Wheelchair Control. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 6(11), 1050-1055.

K. Takano , S. Ikegami , T. Komatsu , K. Kansaku, Las matrices de parpadeo verde / azul para el P300 BCI mejoran la sensación subjetiva de comodidad, *Neurosci Res Suppl* , 65 ( 2009 ) , pág. S182

Takeshi Sakurada, Toshihiro Kawase, Tomoaki Komatsu, Kenji Kansaku, Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI, *Clinical Neurophysiology*, Volume 126, Issue 10, 2015,

Thomas, K. P., Vinod, A. P., & Guan, C. (2013, November). Enhancement of attention and cognitive skills using EEG based neurofeedback game. In *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)* (pp. 21-24). IEEE.

Van Hemert, C. (2009). The impact of visual distractions in SSVEP-based BCI. In 11th Twente Student Conference on IT, Enschede 29th June.

Vaughan T.M., "Guest editorial brain-computer interface technology: a review of the second international meeting", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 11, Nº. 2, pp. 94-109, Junio 2003.

Vliet, M.V.; Robben, A.; Chumerin, N.; Manyakov, N.V.; Combaz, A. y Van Hulle, M.M. (enero 9-11 de 2012). *Designing a brain-computer interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware*. Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP. Manaus, Brasil.

Wolpaw J.R., McFarland D.J. Neat G.W. and Porneris C.A. (2008). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, 78(3), 252-259.

Wolpaw J.R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D.J., Peckham P.H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L.A., Robinson C.J., Vaughan T.M., "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 8, Nº. 2, pp. 164- 173, Junio 2000.

Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. "Brain-computer interfaces for communication and control" *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, Nº. 6, pp. 767-791, Junio 2002.

Wolpaw J.R., McFarland D.J., Cacace A.T., "Preliminary studies for a direct brain-to-computer parallel interface", M.S. Neff and J. Sinocchi (Eds.), *Projects for Person with Disabilities (IBM Technical Symposium)*, pp. 11-20, 1986.

Wolpaw J.R., Mc Farland D.J., Neat G.W., Forneris C.A., "An EEGbased brain-computer interface for cursor control", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol*, Vol. 78, Nº. 3, pp. 252-259, Marzo 1991.

X. Gao , D. Xu , M. Cheng , S. Gao Un controlador ambiental basado en BCI para discapacitados por movimiento IEEE Trans. Syst neural. Rehabilitación Ing. , 11 ( 2003 ) , págs. 137 – 140

Yoshimura, N., Itakura, N., & Fazel, R. (2011). Usability of transient VEPs in BCIs. In *Recent Advances in Brain-Computer Interface Systems* (pp. 119-134). InTech.

Y. Wang, R. Wang, X. Gao, and S. Gao, "Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential," *Neural Interface and Control, Proceedings.*, pp. 37-39, 26-28 May 2005.

Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, S. Gao, "Una interfaz práctica cerebro-computadora basada en vep", *Ingeniería de Sistemas Neuronales y Rehabilitación IEEE Transactions on* , vol. 14, no. 2, pp. 234-240, junio de 2006.

Zemon, V., & Ratliff, F. (1982). Visual evoked potentials: evidence for lateral interactions. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 79(18), 5723-5726.

Zhang, Y.; Xu, P.; Tiejun, L.; Hu, J.; Zhang, R. y Yao, D. (6 de marzo de 2012). Multiple Frequencies Sequential Coding for SSVEP-Based Brain-Computer Interface. *PLoS One*, 7(3), 1-9.

Zhenghua Wu, Application of a reconstruction technique in detection of dominant SSVEP frequency, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 40, 2018, Pages 226-233,